



**You have downloaded a document from
RE-BUS
repository of the University of Silesia in Katowice**

Title: Dozymetryczne aspekty napromieniania całego ciała pacjentów (Total Body Irradiation) przed przeszczepem szpiku kostnego

Author: Aneta Kawa-Iwanicka

Citation style: Kawa-Iwanicka Aneta. (2012). Dozymetryczne aspekty napromieniania całego ciała pacjentów (Total Body Irradiation) przed przeszczepem szpiku kostnego. Praca doktorska. Katowice : Uniwersytet Śląski

© Korzystanie z tego materiału jest możliwe zgodnie z właściwymi przepisami o dozwolonym użytku lub o innych wyjątkach przewidzianych w przepisach prawa, a korzystanie w szerszym zakresie wymaga uzyskania zgody uprawnionego.



UNIwersYTET ŚLĄSKI
W KATOWICACH



Biblioteka
Uniwersytetu Śląskiego



Ministerstwo Nauki
i Szkolnictwa Wyższego

Uniwersytet Śląski
Instytut Fizyki im. Augusta Chełkowskiego
Zakład Fizyki Jądrowej i Jej Zastosowań



ANETA KAWA-IWANICKA

Dozymetryczne aspekty napromieniania całego ciała pacjentów
(**Total Body Irradiation**)
przed przeszczepem szpiku kostnego.

ROZPRAWA DOKTORSKA

PROMOTOR

prof. dr hab. Wiktor Zipper

Praca wykonana
w Zakładzie Radioterapii Szpitala im. Stanisława Leszczyńskiego w Katowicach

Katowice 2012

Bardzo serdecznie dziękuję mojemu promotorowi
Panu Profesorowi dr. hab. Wiktorowi Zipperowi
za poświęcony czas, cenne uwagi oraz wszelką pomoc,
dzięki której możliwe było przygotowanie tej pracy.

Szczególne podziękowania dla mojego przełożonego i nauczyciela,
Pana Doktora Włodzimierza Łobodźca,
za nieocenioną merytoryczną pomoc udzielaną mi w trakcie pisania tej rozprawy,
która stanowi dla mnie pamiątkę naszej wieloletniej współpracy.

*Dziękuję całemu zespołowi Zakładu Radioterapii w Katowicach,
osobom,
które od roku 2000 brały czynny udział w przygotowaniu i realizacji procedury
napromieniania pacjentów, dzięki czemu możliwe było powstanie tej pracy.*

I. Wstęp 1

 I.1 Cel pracy..... 3

 I.2 Streszczenie 4

II. Wprowadzenie 7

 II.1 Radiobiologia w terapii promieniowaniem jonizującym – skutki działania na poziomie komórki i organizmu..... 7

 II.2 Liniowy akcelerator medyczny..... 10

 II.3 Zjawiska fizyczne w radioterapii – charakterystyka promieniowania elektronowego i fotonowego 18

 II.3.1 Wyznaczenie dawki promieniowania – pomiary i zalecenia dotyczące przygotowania do TBI..... 26

 II.3.2 Bolus – funkcja i właściwości fizyczne 28

 II.3.3 Zjawisko narastania dawki - (*ang. build-up*) 31

 II.3.4 Współczynnik k_{pl} - korekcja dawki w tkance płucnej..... 34

 II.3.5 Indeks jakości promieniowania X (TPR20/TPR10) oraz obliczenia czasu napromieniania w radioterapii 37

 II.4 Pomiary parametrów dozymetrycznych wiązek promieniowania X stosowanych w napromienianiu całego ciała *TBI*..... 40

 II.4.1 Komora jonizacyjna typu *Farmer 0.6 cm³* firmy PTW 40

 II.4.2 Profil wiązki promieniowania dla pól bocznych – parametr pozaosiowy 43

 II.4.3 *PDD* dla bocznych pól promieniowania 46

 II.4.4 Wydajność aparatu terapeutycznego 50

 II.5 Zestaw *Polkam TBI*..... 52

 II.5.1 Mobilny stół terapeutyczny 53

 II.5.2 Rama terapeutyczna oraz jej elementy..... 55

 II.5.3 Strzałkowy centrator laserowy 57

III. Detektory promieniowania typu *MOSFET* w dozymetrii *in vivo* 59

 III.1 Budowa i zasada działania detektora *MOSFET*..... 60

 III.2 Kalibracja detektorów w fantomie wodnym 62

 III.3 Porównanie wskazań detektorów *MOSFET* ze wskazaniami komory jonizacyjnej typu *Farmer* 65

IV. Klasyfikacja pacjentów 67

 IV.1 Przygotowanie pacjenta do napromieniania 69

V. Metody napromieniania..... 73

 V.1 Metoda I - połączenie pól bocznych oraz pól przednio - tylnych *AP/PA* wraz z uzupełniającymi wiązkami promieniowania elektronowego. 73

 V.1.1 Przygotowanie danych w systemie planowanie leczenia (*SPL*) 79

 V1.1a Pola z zastosowaniem promieniowania elektronowego; wiązki przednie *AP* oraz tylne *PA* 80

V.1.2	Obliczenia czasów napromieniania.....	82
V.1.3	Realizacja napromieniania przy zastosowaniu metody I.....	85
V.2	Weryfikacja dawki w obszarze łączenia pól AP/PA	87
V.3	Metoda II - zastosowanie pól bocznych oraz wiązek elektronowych.....	89
V.3.1	Przygotowanie danych w systemie planowania leczenia (SPL) do napromieniania bocznych wiązek elektronowych	91
V.3.2	Obliczenia czasów napromieniania w metodzie II.....	92
V.3.3	Realizacja napromieniania metodą II.....	93
VI.	Wyniki wykonanych obliczeń dawki oraz pomiarów dozymetrii in vivo.....	94
VI.1.	Metoda I – statystyka dawek obliczonych	95
VI.2	Metoda I – statystyka dawek zmierzonych	101
VI.3	Zestawienie dawek obliczonych ze zmierzonymi – metoda I	106
VI.4	Symetria dawek obliczonych i zmierzonych w punktach dla metody I	107
VI.5	Metoda II – statystyka dawek obliczonych	108
VI.6	Metoda II – statystyka dawek zmierzonych.....	113
VI.7	Zestawienie dawek obliczonych ze zmierzonymi – metoda II.....	118
VI.8	Symetria dawek obliczonych i zmierzonych w punktach dla metody II.....	118
VI.9	Porównanie metod napromieniania na podstawie otrzymanych wyników	120
VI.10	Rozkład wyników dla grupy I i II po korekcie dawki planowanej	122
VI.11	Analiza otrzymanych wyników	127
VI.12	VMAT (<i>ang. Volumetric Modulated Arc Therapy</i>) – możliwość zastosowania w Total Body Irradiation	139
VII.	Wnioski i podsumowanie	143
VIII.	Bibliografia.....	144
IX.	Wykaz rysunków	150
X.	Indeks tabel.....	157
XI.	Katalog skrótów i definicji	160

I. Wstęp

„Określenie dawki pochłoniętej oraz jej rozkładu w napromienianym środowisku, takim jak leczony chory, stanowi podstawowe zagadnienie w radioterapii.”

Włodzimierz Łobodziec

Napromienianie całego ciała (ang. *Total Body Irradiation - TBI*) jest techniką radioterapeutyczną o ściśle ustalonym postępowaniu, mającą na celu dostarczenie do całego ciała pacjenta jednorodnej (homogenicznej) dawki promieniowania, przy czym stopień tej jednorodności jest z góry zakładany. Po raz pierwszy w historii, już w roku 1923, tego typu terapię z wykorzystaniem aparatu ze źródłem kobaltowym, zastosowano u pacjentów w Klinicznym Szpitalu Uniwersyteckim w Monachium przez zespół doktora H. Chaoul (z Berlina) oraz doktora F. Lange (z Monachium). Obecnie do tego celu wykorzystuje się wysokoenergetyczne wiązki promieniowania X generowane w przyspieszaczach liniowych lub promieniowanie gamma pochodzące ze źródła kobaltowego ($\gamma^{60}\text{Co}$). W szerszym znaczeniu, koncepcja leczenia poprzez napromienianie całego ciała obejmuje wszystkie rodzaje napromieniania dużymi wiązkami fotonowymi, tj.: napromienianie połowy ciała, napromienianie wszystkich węzłów chłonnych oraz napromienianie całego ciała z wyłączeniem kilku organów krytycznych, które całkowicie są osłaniane przed dawką promieniowania podawaną na całe ciało lub tylko częściowo są chronione do poziomu określonej dawki maksymalnej, jaką dany narząd może otrzymać.

Procedura napromieniania całego ciała połączona z intensywną chemioterapią oraz finalnie z przeszczepem szpiku kostnego (ang. *Bone Marrow Transplantation – BMT*) to skuteczna metoda leczenia immunologicznych jednostek chorobowych takich jak białaczki czy choroby nowotworowe układu chłonnego (chłoniaki i ziarnice) [1-7]. Pierwsze zakończone sukcesem przeszczepienie szpiku kostnego przeprowadzono w 1968 roku. Metoda ta poprzez napromienienie odpowiednią dawką promieniowania całego ciała pacjenta, pozwala na zniszczenie nieprawidłowo funkcjonującego systemu immunologicznego pacjenta. Zastosowanie radioterapii u pacjentów przed przeszczepem szpiku kostnego umożliwia ograniczenie liczby leków podawanych podczas chemioterapii oraz zwiększa szansę pacjenta

na wyleczenie [3]. Głównym zadaniem napromieniania jest zniszczenie nieprawidłowych komórek, które przetrwały chemioterapię, chirurgię czy też radioterapię miejscową. Komórki te, ukryte w ciele pacjenta mogą potencjalnie ponownie odtworzyć się i przyczynić się do odrzucenia szpiku kostnego pochodzącego od dawcy niespokrewnionego.

Początkowo *TBI* realizowano jako jednorazowe napromienianie wysoką dawką (około 10 Gy), lecz wiązało się to z częstym występowaniem wczesnych jak i późnych powikłań popromiennych. Postępy w dziedzinie radiobiologii oraz lepsze zrozumienie procesów immunologicznych przyczyniły się do zmiany sposobu napromieniania całego pacjenta poprzez podzielenie dostarczanej pełnej dawki na kilka mniejszych – tzw. dawki frakcyjne. Z założenia dawka dostarczona do całej objętości pacjenta powinna być jak najbardziej jednorodna i zbliżona w zdefiniowanym przedziale jednorodności do dawki zaplanowanej. Osiągnięcie jednorodnego rozkładu dawki jest jedną z podstawowych trudności przy stosowaniu techniki *TBI* i nie jest łatwe w przypadku tak nieregularnego kształtu jakim jest ciało pacjenta. By osiągnąć założony cel, modeluje się sposób napromieniania tak, by był on optymalny dla pacjenta, łatwy w adaptacji oraz możliwy do płynnej realizacji w danym ośrodku radioterapeutycznym.

Ze względu na specyfikę metody *TBI*, czas potrzebny na jej przygotowanie, obliczenia dawki i jej monitorowanie podczas terapii, a następnie realizację napromieniania, tylko nieliczne ośrodki podejmują się opracowania i stosowania w praktyce własnej procedury *TBI*. Proces przeprowadzania procedury, w tym powtarzalność ułożenia oraz monitorowanie dawki w trakcie realizacji radioterapii jest niezwykle ważnym czynnikiem i ma istotny wpływ na końcowy wynik rozkładu dawki w pacjencie. Otrzymane wyniki pomiarów dawek w trakcie napromieniania pacjentów techniką *TBI* są jednorazowymi danymi. Podczas terapii pacjenta nie ma możliwości powtórzenia pomiarów dozymetrycznych.

I.1 Cel pracy

Celem mojej pracy doktorskiej było opracowanie oraz weryfikacja metody radioterapii całego ciała wraz z analizą poprawności dostarczania dawki i oceną stopnia jednorodności dawki poprzez monitorowane pomiary dozymetryczne w trakcie napromieniania pacjentów (*lac. in vivo*). Ponadto, przeprowadzono analizę opracowanych przez autora i wdrożonych do realizacji dwóch metod napromieniania całego ciała (*TBI*), na podstawie obliczeń dawek oraz otrzymanych wyników pomiarów dawek *in vivo*. Omawiane w rozprawie metody napromieniania, stosowano u dzieci oraz, po raz pierwszy w Polsce, rutynowo u dorosłych pacjentów.

Do roku 2000 tylko jeden ośrodek radioterapeutyczny w Polsce realizował rutynowo napromienianie *TBI* i to wyłącznie u dzieci. Z tego powodu opracowanie i realizacja napromieniania *TBI* u pacjentów dorosłych była pożądaną procedurą. Następstwem opracowania techniki, dostosowanej do posiadanych urządzeń terapeutycznych, jest zaprojektowany przez zespół fizyków Zakładu Radioterapii Szpitala im. Stanisława Leszczyńskiego w Katowicach, specjalnie dla tej metody, stół z ramą terapeutyczną o nazwie zestawu: *Polkam TBI*. Omawiana metoda kolejno została wprowadzona do realizacji w innych ośrodkach radioterapii wraz z opracowaną u nas techniką dozymetryczną.

Praca zawiera charakterystykę dwóch przygotowanych i wdrożonych do realizacji metod napromieniania oraz analizę wyników pomiarów dawki u pacjentów leczonych przy pomocy tych technik. Praca obejmuje również opis przygotowywanej techniki *TBI* z wykorzystaniem niekonwencjonalnych, obecnie najnowszych pod względem technologicznym, sposobów realizacji napromieniania techniką *VMAT* (*ang. Volumetric Modulated Arc Therapy*). Technika ta polega na dostarczaniu dawki do pacjenta przy nieprzerwanym obrocie ramienia aparatu wokół napromienianego obszaru z jednoczesną zmianą: prędkości obrotu ramienia, kształtu pola napromieniania oraz mocy dawki.

Na przestrzeni dziesięciu lat aparaty terapeutyczne Zakładu Radioterapii Szpitala im. Stanisława Leszczyńskiego w Katowicach, ze względu na eksploatację zostały wymienione na nowe, i technika *TBI* została zaadaptowana do nowych warunków napromieniania. Z tego względu praca zawiera wyniki pomiarów rozkładu dawki dla dwóch grup pacjentów uzyskanych przy zastosowaniu dwóch różnych modeli akceleratorów biomedycznych. Zmiana sposobu napromieniania jest wynikiem zmiany modelu akceleratora.

Wdrożenie techniki *TBI* w naszym ośrodku okazało się niezwykle potrzebne i oczekiwane, o czym świadczy liczba leczonych pacjentów zarówno z kraju jak i spoza Polski.

I.2 Streszczenie

Opracowanie metody napromieniania *TBI* wspomagającej proces leczenia nowotworów układowych, zostało zainicjowane przez rosnące zainteresowanie procedurą *TBI* lekarzy hematologów z ośrodków zajmujących się transplantacją szpiku kostnego. W tym celu wykorzystano dwa modele megawoltowych akceleratorów liniowych: akcelerator *PRIMUS* firmy Siemens oraz akcelerator *ELEKTA Synergy Platform* firmy Elekta. Do terapii wybrane zostały w obu przypadkach wiązki fotonowe o napięciu przyspieszającym 15 MV oraz wiązki elektronowe o wartości energii, w przedziale od 6 MeV do 15 MeV, dostosowywanej indywidualnie dla każdego pacjenta. Wykonano pomiary dozymetryczne określające geometrię oraz jakość stosowanej wiązki terapeutycznej osobno dla każdego aparatu terapeutycznego. Określono wartości spadku procentowych dawek zależnych od głębokości w napromienianym środowisku *PDD* (ang. *Percentage Dose Depth*¹ - *PDD*), wydajność aparatu terapeutycznego oraz profil wiązki promieniowania. Zmierzone parametry pozwoliły na określenie rozkładu dawki dla poszczególnych punktów leżących wzdłuż osi ciała pacjenta, w osi prostopadłej do osi centralnej wiązki promieniowania. W celu zapewnienia powtarzalności ułożenia chorego w kolejnych frakcjach napromieniania powstał projekt ramy terapeutycznej oraz mobilnego stołu przeznaczonego dla opracowanej techniki napromieniania *TBI*, a następnie wykonano urządzenie według tego projektu², w przygotowywaniu którego brałam czynny udział. Niedobory tkanki w płaszczyźnie prostopadłej do padania wiązki promieniowania lub zbyt niską jej gęstość uzupełnia się materiałami tkankopodobnymi. Zabezpieczają one pacjenta przed przekroczeniem dawki w linii środkowej jego ciała. W tym celu wyznaczony został współczynnik korekcji dawki

¹ *PDD* (ang. *Percentage Dose Depth*) – pol. Procentowa Dawka na Głębokości - *PDG* (patrz rozdział II.4.3 tej pracy)

² Projekt ramy terapeutycznej oraz łóżka do *TBI* został opracowany w roku 2000 (prototyp) przez Zespół Fizyków z Zakładu Radioterapii Szpitala im. Stanisława Leszczyńskiego w Katowicach, natomiast ostateczny projekt zestawu *Polkam TBI* zrealizowany został w roku 2004 w Zakładzie Aparatury Jądrowej Instytutu Problemów Jądrowych Otwock-Świerk (patrz rozdział II.5) i uhonorowany godłem „Teraz Polska” w roku 2008.

w warstwie bolusa o znanej grubości. Jako dostępny i funkcjonalny materiał stanowiący bolus wybrano ziarna ryżu umieszczone w podwójnych bawełnianych woreczkach o wymiarach 10 cm x 15 cm, łatwych do zachowania higieny.

Przyjęty wzorzec postępowania z pacjentem przygotowywanym do napromieniania jak i etapy jego realizacji stanowią:

Etap I:

- kwalifikacja do leczenia oraz symulacja wstępna,
- wykonanie tomografii komputerowej *TK* (ang. *CT - Computed Tomography*).

Etap II:

- przygotowanie schematu napromieniania,
- wykonanie pomiarów wydajności aparatu bezpośrednio przed napromienianiem pacjenta,
- sprawdzenie poprawności planu napromieniania oraz wykonania osłon.

Etap III:

- realizacja napromieniania.

Precyzyjny opis postępowania z pacjentem oraz przygotowania i realizacji *TBI* zawarto w V rozdziale tej pracy. W pracy poddano analizie wyniki pomiarów wartości dawek *in vivo* realizowanych przez zastosowanie detektorów typu *MOSFET* (ang. *Metal-Oxide-Semiconductor-Field-Effect-Transistor*) pod względem jednorodności rozkładu dawki w ciele pacjenta, ze szczególnym zwróceniem uwagi na rejon klatki piersiowej – aby chronić znajdujące się tam struktury krytyczne. Początkowo, do końca roku 2004 pomiary dawek *in vivo* wykonywano także przy użyciu komory jonizacyjnej typu *Farmer 0.6 cm³* firmy *PTW*.

Oceniano także dwie grupy pacjentów napromienionych dwoma różnymi sposobami. Zakres tolerancji dawki określono na podstawie danych literaturowych [8-13] i wytycznych zawartych w Raporcie 50 i Raporcie 24 Międzynarodowej Komisji ds. Jednostek promieniowania i Pomiarów *ICRU* (ang. *International Commission of Radiation Units and Measurements*) [14,15] względem dawki przypisanej do zdefiniowanego punktu *PC* (**P**unkt **C**entrowania wiązki). Według literatury zakres ten powinien znajdować się w przedziale $\pm 10\%$ dawki przypisanej do punktu centrowania wiązki *PC*, choć dopuszcza się przedział sięgający $\pm 15\%$ dawki przypisanej do punktu *PC* [9].

Od sierpnia 2000 roku do grudnia 2009 roku napromieniono grupę 158 pacjentów według schematu przyjętego do realizacji przy użyciu akceleratora *PRIMUS* firmy Siemens. Napromienianie było kompilacją pól bocznych (lateralnych) oraz pól naprzeciwległych

II. Wprowadzenie

II.1 Radiobiologia w terapii promieniowaniem jonizującym – skutki działania na poziomie komórki i organizmu.

Organizmy żywe na Ziemi poddawane są ciągłemu działaniu naturalnego promieniowania jonizującego. Są to jednak nieporównywalnie mniejsze dawki od tych, które wiążą się z terapią promieniowaniem. Hormeza radiacyjna to zjawisko korzystnego wpływu małych dawek promieniowania jonizującego na organizmy przy jednoczesnej niepodważalnej szkodliwości dawek dużych. Mechanizm tego zjawiska polega na stymulowaniu komórkowych mechanizmów naprawczych dla małych dawek i w efekcie spadku liczby uszkodzeń materiału genetycznego komórki - nici *DNA*³. Wzrost dawki promieniowania prowadzi jednak do powstawania nowotworów złośliwych i innych chorób o podłożu genetycznym. Przeciwnicy hormezy radiacyjnej uważają, że promieniowanie jest bezwzględnie szkodliwe, a stopień szkodliwości ma liniową zależność od wielkości dawki, począwszy od wielkości zerowych.

Raport Komitetu Naukowego Narodów Zjednoczonych ds. Skutków Promieniowania Atomowego (*UNSCEAR*⁴ - ang. *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*) z 1994 roku przyczynił się do bardziej powszechnego uznania zjawiska hormezy, które potwierdzone zostało przez prace doświadczalne [16].

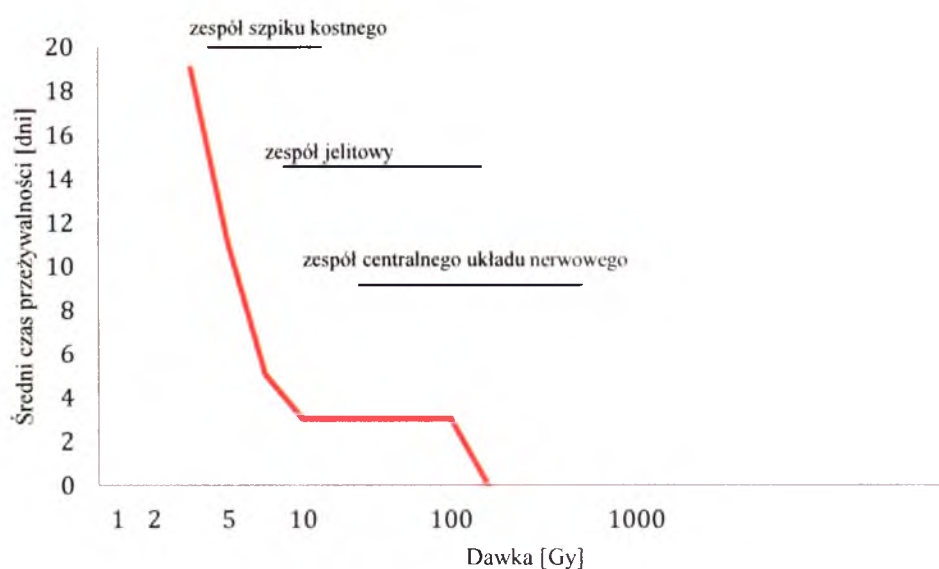
Materiał genetyczny komórki – nić *DNA*, ze względu na jej pojedyncze występowanie w komórce - jest najbardziej wrażliwą na promieniowanie częścią w odróżnieniu do białek czy kwasów *RNA* występujących we wnętrzu komórki w wielu kopiach. Zjawisko odrywania elektronów od atomu, w wyniku którego z obojętnego elektrycznie atomu powstaje naładowany dodatnio jon i swobodne elektrony, nazywamy jonizacją. Szkodliwe oddziaływanie promieniowania jądrowego na organizm spowodowane jest właśnie procesem jonizacji zachodzącym w komórkach organizmu [17,18].

³ *DNA* (kwas deoksyrybonukleinowy) - wielkocząsteczkowy organiczny związek chemiczny występujący w chromosomach ; pełni rolę nośnika informacji genetycznej organizmów żywych.

⁴ *UNSCEAR* (ang. *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*) -Komitet Naukowy ONZ ds. Skutków Promieniowania Atomowego powołany w celu monitorowania zmian poziomu promieniowania jonizującego na Ziemi. Powstał na mocy rezolucji Zgromadzenia Ogólnego ONZ 1955r. w latach, gdy zagrożenie konfliktem nuklearnym wydawało się bardzo duże, prowadzony był wyścig zbrojeń i dokonywano wielu prób z bronią jądrową.

Cząstki naładowane oddziałując na tkanki organizmu powodują jonizację bezpośrednio, natomiast cząstki nienaładowane (neutrony, kwanty gamma) w wyniku oddziaływania powodują powstanie cząstek naładowanych (p, e), które następnie wywołują jonizację. Efektem bezpośredniego zderzenia cząstki promieniowania z nicią *DNA* są uszkodzenia materiału genetycznego komórki, natomiast jako efekt pośredni określa się oddziaływanie produktów radiolizy wody na znajdującą się w jądrze komórkowym nić *DNA*. Zasadniczo uszkodzenia powstałe na skutek pośredniego i bezpośredniego działania promieniowania nie różnią się od siebie i prowadzą do śmierci komórkowej bądź stymulują procesy naprawcze komórki [17,19]. Odpowiedź organizmu na napromienianie zależy od podanej dawki całkowitej ale również istotny jest czas, w którym dawka jest dostarczona do organizmu, czyli moc dawki promieniowania (dawka/czas wyrażona w Gy/h) [20-25].

Popromienna śmierć organizmu następuje w sposób zależny od wielkości dawki promieniowania i jest efektem deterministycznym (rysunek II.1). W procesie napromienienia całego ciała człowieka, dawka ponad 100 Gy spowoduje śmierć w ciągu kilku minut do kilkudziesięciu godzin na skutek poważnego uszkodzenia centralnego układu nerwowego. Po dawce 10-100 Gy śmierć nastąpi w czasie 3-5 dni na skutek uszkodzeń nabłonka przewodu pokarmowego. Dawki w zakresie 2-10 Gy powodują tzw. „śmierć szpikową”, natomiast mniejsze niż 2 Gy skrócenie życia o kilka tygodni [26].



Rysunek II.1. Schemat przebiegu choroby popromiennej w zależności od dostarczonej dawki na całe ciało. (Źródło: Szumiel Irena, Wójcik Andrzej „Działanie promieniowania jonizującego na materię żywą” s. 129-142 z pracy zbiorowej Hrynkiewicz Andrzej „Człowiek i promieniowanie jonizujące” PWN Warszawa 2001 [19]).

Odpowiedzią organizmu na dostarczoną dawkę 12 Gy w procedurze napromieniania całego ciała jest zespół szpiku kostnego (rysunek 11.1) zwany również efektem śmierci szpikowej. Po napromienieniu organizmu komórki macierzyste krwi⁵ przestają się dzielić, część z nich ginie, zatem komórki krwi obwodowej nie są odnawiane. Na początku spada liczba limfocytów i granulocytów odpowiedzialnych za zwalczanie infekcji bakteryjnych, następnie maleje poziom trombocytów – komórek zapewniających wytworzenie skrzepu i ostatecznie maleje poziom erytrocytów odpowiedzialnych dzięki zawartej w nich hemoglobinie, za transport tlenu do tkanek organizmu. W wyniku zaburzenia funkcji tych komórek w organizmie może dojść do infekcji, anemii czy też może wystąpić krwotok wewnętrzny. Z tego powodu niezwykle ważna jest izolacja pacjenta oraz dbałość o sterylne warunki pracy z pacjentem przygotowywanym do przeszczepu szpiku, co w przypadku „śmierci szpikowej” jest jedynym możliwym ratunkiem dla chorego. Leczenie polega na przeszczepieniu komórek szpiku od antygenowo zgodnego dawcy – tak by przeszczepione komórki nie spowodowały wytworzenia przeciwciał i odrzucenia przeszczepu.

Napromienianie organizmu wysoką dawką, niezależnie od tego czy celem (*ang. target*) jest mały obszar, czy też całe ciało pacjenta, zawsze pozostawi po sobie pewien skutek, który występując wkrótce po radioterapii zwany jest skutkiem wczesnym (tutaj zaliczyć możemy uszkodzenia komórek nabłonka lub komórek krwiotwórczych, czyli dzielących się często). Jeżeli skutek ekspozycji pacjenta na promieniowanie występuje po dłuższym czasie, zwany jest skutkiem późnym i jest wynikiem uszkodzenia komórek dzielących się rzadko. Do późnych skutków zaliczamy utratę elastyczności skóry, zmętnienie soczewki oka, zaburzenia funkcji gruczołów potowych, zwłóknienia tkanki łącznej a zwłaszcza zwłóknienia płuc [19, 27-30].

Na przestrzeni 30 lat protokoły terapeutyczne dotyczące procedury *TBI* zmieniały się, głównie ze względu na zaobserwowaną toksyczność, na którą wpływ mają zarówno dawka całkowita, dawka frakcyjna, jak i moc dawki promieniowania [31-36]. Dlatego terapię jednofrakcyjną zastąpiono schematem wielofrakcyjnym z minimalną przerwą 6-8 godziną.

⁵ Komórki macierzyste mają zdolność podziału i różnicowania się w inne komórki, co oznacza, że – po otrzymaniu odpowiednich sygnałów – mogą przekształcić się w dowolne typy komórek. Można je znaleźć w szpiku kostnym, rogówce i siatkówce oka, miazdce zębowej, wątrobie, skórze, trzustce, jelitach, krwi pępowinowej. Jeśli pochodzą z zarodka – mogą wytworzyć niemal każdy rodzaj ludzkiej tkanki; jeśli z organizmu dorosłego są komórkami niezróżnicowanymi.

Jest to czas w ciągu którego niektóre zdrowe tkanki potrafią się w pełni zregenerować, podczas gdy dla komórek krwi obwodowej oraz komórek krwiotwórczych szpiku kostnego jest to okres niewystarczający. Dzięki kolejnym frakcjom napromieniania dostarczanych w regularnych odstępach czasu można doprowadzić do zniszczenia szpiku pacjenta w takim stopniu, by umożliwić przeszczep szpiku zdrowego. Występowanie zapalenia tkanki płucnej powiązane z wysoką wartością mocy dawki promieniowania [37-41], dlatego zaleca się stosowanie mocy dawki promieniowania nie większej niż 10 cGy/min oraz redukcję całkowitej dawki na płuca do dawki 8-10 Gy [35, 42-44]. Równie ważny jak jednorodność dawki w ciele pacjenta jest komfort napromienianego chorego, z tego też względu powinno się wybierać optymalne rozwiązania w doborze i w opracowywaniu wdrażanej w danym ośrodku radioterapii techniki TBI.

II.2 Liniowy akcelerator medyczny

Liniowy akcelerator medyczny (*ang. LINAC – linear accelerator*) jest aparatem teleradioterapeutycznym wykorzystywanym do terapii pacjentów wiązkami zewnętrznymi. Aparat skonstruowany jest w geometrii izocentrycznej⁶, umożliwiającej obrót wiązki wokół pacjenta przy stałej odległości *SAD*⁷ (*ang. Source – Axis Distance*). Współczesne aparaty teleterapeutyczne pracują przy *SAD* równym 100 cm.

Współczesna radioterapia jest stale rozwijającą się gałęzią medycyny dzięki nowościom z zakresu elektroniki, fizyki oraz biologii. Wprowadzenie na szeroką skalę komputeryzacji z wykorzystaniem zaawansowanych algorytmów obliczeniowych uwzględniających również modele biologiczne, nowych narzędzi w oprogramowaniach systemów planowania leczenia oraz optymalizacji i kalkulacji dawki, wspomagają pracę zarówno lekarzy jak i fizyków medycznych w zakresie przygotowania pacjentów do terapii [45-47]. W ciągu ostatnich 40 lat liniowe akceleratory medyczne przeszły dość znaczne modyfikacje, które sprawiły, że współczesne urządzenia są niezwykle zaawansowane technologicznie w porównaniu z urządzeniami z lat 60-tych. Kolejne generacje wprowadzały kolejno nowe rozwiązania. Początkowo aparaty terapeutyczne generowały wiązki promieniowania X o niskiej energii

⁶ Izocentrum – punkt przecięcia się osi obrotu ramienia aparatu terapeutycznego i osi centralnej, zwykle izocentrum znajduje się w odległości 100 cm od źródła promieniowania.

⁷ *SAD* – odległość wzdłuż osi wiązki od źródła promieniowania do osi obrotu ramienia aparatu terapeutycznego.

(potencjał przyspieszający 4-8 MV). Szczęki kolimatora były symetryczne. Akcelerator wyposażony był w pojedynczą transmisyjną komorę jonizacyjną.

Kolejna generacja akceleratorów wytwarzała wiązki promieniowania X o napięciu przyspieszającym od 10 MV do 15 MV, oraz dodatkowo wiązki elektronowe. Wiązka była zakrzywiona a akceleratory posiadały ruchomą tarczę konwersji (usuwaną, gdy używano wiązki elektronowej) oraz filtr spłaszczający. Na wyposażeniu aparatu były folie rozpraszające oraz podwójna transmisyjna komora jonizacyjna.

Późniejsze generacje akceleratorów wytwarzały wiązki promieniowania X o wysokiej energii (napięcie przyspieszające: 18-25 MV) i wiązki elektronowe: standardowo były to dwie energie fotonów i kilka energii elektronów. Achromatyczny magnes zakrzywiał wiązkę. Akcelerator był wyposażony w dwie folie rozpraszające, ruchome kliny oraz asymetryczne lub niezależne szczęki kolimatora.

Wprowadzenie nowych rozwiązań konstrukcyjnych we współczesnych akceleratorach medycznych ułatwiło w znaczny sposób realizację terapii [48.49]. Pośród podstawowych zmian w wyposażeniu akceleratorów nowej generacji można wymienić:

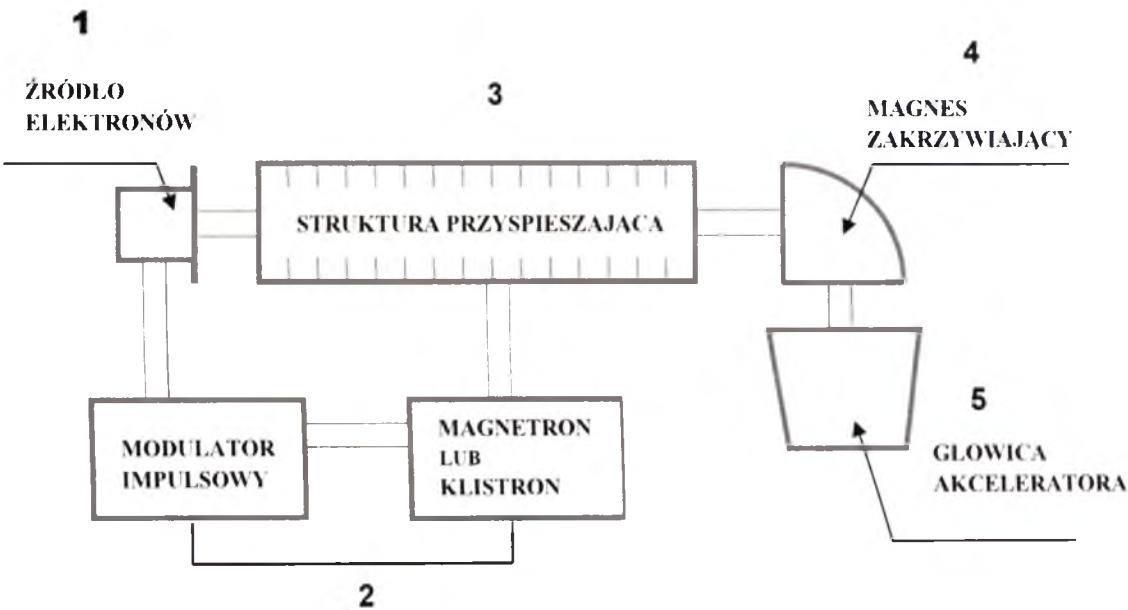
- zastąpienie wymiennych klinów stałych dynamicznym klinem zamontowanym w głowicy akceleratora,
- odstąpienie od wykonywanych ręcznie osłon indywidualnych na rzecz tzw. kolimatorów wielolistkowych MLC (*ang. Multi Leaf Collimator*) o różnych rozmiarach listków w izocentrum aparatu,
- możliwość modulacji intensywności mocy dawki wiązki fotonowej w trakcie realizacji napromieniania ,
- wyposażenie aparatów w urządzenia pozwalające na kontrolę ułożenia pacjenta tuż przed podaniem dawki tj. megawoltowy portal elektroniczny czy obrazowanie za pomocą kilowoltowych lamp rentgenowskich,
- kontrola czynności życiowych oraz dopasowanie momentu dostarczania dawki z rytmem oddechowym pacjenta,
- nowoczesna wizja i fonia pomieszczeń terapeutycznych zapewniająca kontakt z pacjentem i zwiększająca jego bezpieczeństwo w trakcie terapii,
- systemy kontrolujące pozycję pacjenta względem poruszającego się ramienia aparatu zabezpieczające przed kolizją.

oraz szereg innych pomocnych rozwiązań ciągle unowocześnianych i realizowanych przez producentów różnych typów akceleratorów.

Akceleratory różnią się sposobem wytwarzania przyspieszającego pola elektrycznego oraz sposobem, w jaki pola oddziałują na przyspieszane cząsteczki. W zależności od typu przyspieszającego pola elektrycznego wyróżnia się dwie klasy akceleratorów: elektrostatyczne i cykliczne. Medyczne elektronowe akceleratory liniowe są cyklicznymi akceleratorami przyspieszającymi elektrony do energii kinetycznych od 4 MeV do 25 MeV, przy użyciu niezachowawczych pól mikrofalowych o wysokiej częstotliwości [48].

Aktualnie do użytku klinicznego dostępne są różnego typu akceleratory liniowe [50,51]. Niektóre wytwarzają promieniowanie X tylko w niskim zakresie megawoltowym (4 MV lub 6 MV), inne natomiast wytwarzają zarówno wiązki promieniowania X, jak i wiązki elektronowe. Wiązki fotonowe otrzymywane są przez konwersję wiązki elektronowej na promieniowanie hamowania (promieniowanie X).

Typowy nowoczesny akcelerator liniowy wytwarza wiązki fotonów o napięciu przyspieszającym 6 MV i 15 MV lub 18 MV, oraz wiązki elektronów o kilku energiach (np. 6, 9, 12, 16 i 22 MeV). Na rysunku II.2 zilustrowano schematyczną budowę typowego akceleratora liniowego.

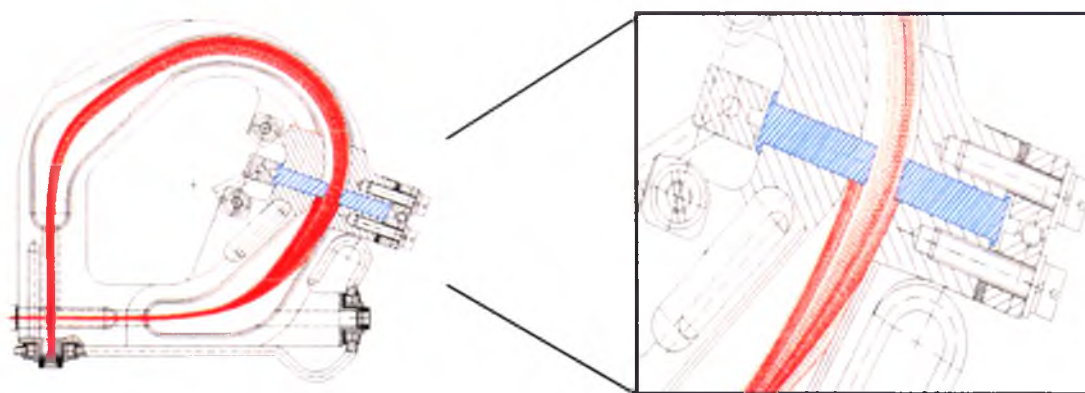


Rysunek II.2. Schemat blokowy akceleratora liniowego. (Źródło Podgorsak EB, Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2005 [48]).

Na główne elementy kształtujące wiązkę promieniowania składają się:

1. *System iniekcyjny* który stanowi źródło elektronów zwane działem elektronowym, może być nim dioda (czyli żarzona katoda i uziemiona anoda). Emitowane z żarzonej katody elektrony skupiane są w wąską wiązkę i kierowane do anody przechodząc przez układ przyspieszający - falowód.
2. *System generatora zasilania wysokiej częstotliwości* (modulator impulsowy oraz źródło mocy mikrofalowej) – wytwarza promieniowanie wysokiej częstotliwości wykorzystywane do nadania elektronom pożądanej energii kinetycznej. Źródłem mocy mikrofalowej jest magnetron lub klistron, które wytwarzają promieniowanie mikrofalowe na skutek przyspieszania i opóźniania elektronów w próżni. Kluczowe jest, by każdy impuls podawany na działo zsynchronizowany był z impulsem wyzwalającym źródło mocy mikrofalowej.
3. *Falowód przyspieszający* stanowi struktura próżniowa złożona z wnek mikrofalowych strojonych do częstotliwości rezonansowych. Przeważająca większość akceleratorów pracuje na częstotliwości ~ 3000 MHz. Długość falowodu przyspieszającego zależy od zakładanej końcowej energii kinetycznej cząstek i mieści się w zakresie od ~ 30 cm (dla 4 MeV) do ~ 150 cm (dla 25 MeV). Specyficzna konstrukcja falowodu zapewnia sprzężenie pomiędzy sąsiednimi wnękami i odpowiedni rozkład pola elektrycznego służącego do przyspieszania elektronów.
4. *System transportu wiązki* jest układem magnesów odchylających w przypadku akceleratorów wytwarzających wiązki o energii wyższej niż 6 MeV (w tym przypadku struktura przyspieszająca jest zbyt długa i musi być ułożona równolegle do osi obrotu ramienia aparatu). Opracowano trzy różne rozwiązania transportu wiązki:
 - system odchylania o 90°
 - achromatyczny system odchylania o 270° (rysunek II.3)
 - system odchylania o 112.5° (typu slalom)

Przedstawiony na rysunku II.3 układ odchylający dodatkowo wyposażony jest w szczelinę energetyczną przepuszczającą jedynie cząstki o wybranej energii. Na wyjściu z systemu transportu wiązki skupiona ponownie wiązka trafia – w przypadku elektronów – na okienko wyjścia lub – w przypadku wiązki fotonowej – na tarczę konwersji [48].



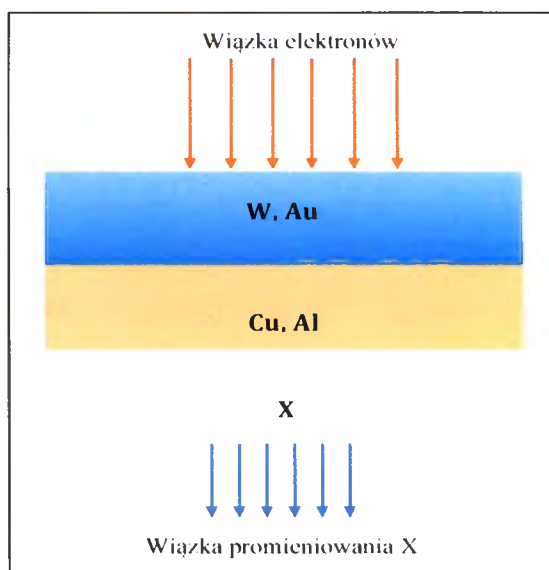
Rysunek II.3. Achromatyczny układ odchyłania wiązki o 270°. Czerwone linie przedstawiają tory elektronów przechodzących przez szczelinę energetyczną zaznaczoną kolorem niebieskim. (Źródło: Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.

5. *System kolimacji i monitorowania wiązki* – różni się w zależności od rodzaju generowanej wiązki. Jest to układ kolimatorów, filtrów wyrównujących oraz niezależnych komór jonizacyjnych monitorujących jednorodny rozkład fluencji fotonów dostarczanej wiązki promieniowania, jej symetrię i płaskość a także jej stabilność.

Wiązki fotonowe

Wiązki fotonowe emitowane przez medyczne akceleratory liniowe na użytek radioterapii są wytwarzane w tarczy konwersji elektronów na promieniowanie X (tarcza konwersji – *ang. target*) i spłaszczane przy użyciu filtra spłaszczającego. W porównaniu z kilowoltowymi wiązkami diagnostycznymi (~100 keV: 1% energii elektronów zamieniane jest na promieniowanie hamowania, 99% na ciepło) wydajność konwersji elektronów na promieniowanie hamowania X jest wyższa (dla energii elektronów równej 4 MeV: 40% energii zamieniane jest na promieniowanie hamowania a 60% na ciepło – proporcje te zmieniają się na korzyść dla promieniowania hamowania wraz ze wzrostem energii elektronów). W związku z tym straty na ciepło są mniejsze i łatwiej jest schłodzić tarczę. Dla danej energii elektronów padających na tarczę widmo promieniowania hamowania zależy od liczby atomowej Z pierwiastków z których zbudowana jest tarcza oraz od jej grubości. Rysunek II.4 przedstawia schemat budowy tarczy o optymalnym doborze układów warstwowych. Pierwsza warstwa składa się z pierwiastków o wysokiej liczbie atomowej Z (W, Au) odpowiednich do produkcji fotonów, a druga o niskiej liczbie atomowej

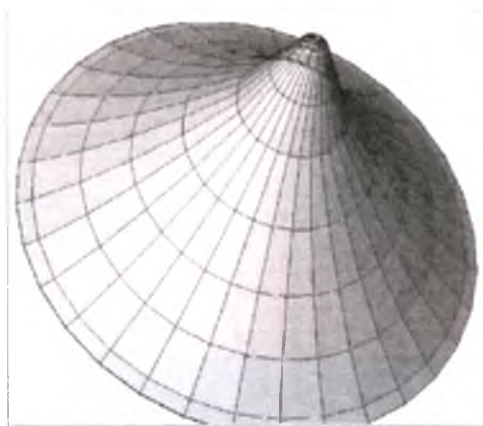
Z (zbudowana z Cu oraz Al) ma za zadanie pełne zatrzymanie elektronów oraz utwardzenie widma wiązki promieniowania X⁸.



Rysunek II.4. Utwardzanie wiązki promieniowania X w tarczy konwersji (Na podstawie prezentacji J. Olofson *ESTRO* 2003).

Uzyskaną wiązkę promieniowania charakteryzuje duża niejednorodność w poprzek pola promieniowania. Dla przykładu stosunek dawek w osi i w odległości około 20 cm od niej ma się jak 10:2 dla promieniowania X_{25MV}. W celu wyrównania tej niejednorodności do akceptowalnych wartości stosuje się filtr wyrównujący (rysunek II.5) w kształcie stożka, który osłabia promieniowanie w centralnej części wiązki, redukując jej intensywność do poziomu z brzegów pola (ze względu na zróżnicowane osłabianie promieniowania modyfikuje rozkład fluencji w poprzek wiązki).

⁸ Utwardzenie widma wiązki promieniowania X polega na pochłanianiu w większym stopniu fotonów o mniejszej energii podczas przechodzenia przez warstwę materiału wiązki promieniowania X o określonym widmie energetycznym, w efekcie czego średnia energia fotonów wzrasta [52].



Rysunek II.5. Stożkowy filtr wyrównujący - schemat (Źródło: prezentacja J. Harasimowicz – Szkoła akceleratorów, Świerk 2005).

Wartość energii wiązki fotonowej określa potencjał przyspieszający [MV]. Maksymalna energia fotonów odpowiada energii wiązki elektronów padających na tarczę, jednak udział fotonów o energii maksymalnej w wiązce jest mały (od 3% do 17%). W praktyce energię promieniowania X określa się poprzez indeks jakości wiązki promieniowania jako iloraz mocy dawki zmierzonej w fantomie wodnym na dwóch różnych głębokościach [52].

Wiązki elektronowe

Większość akceleratorów generujących wyższe energie promieniowania oprócz jednej lub dwóch wiązek fotonowych wytwarza również wiązki elektronowe o kilku energiach nominalnych – zwykle w zakresie od 6 MeV do 30 MeV. Aby aktywować tryb wiązki elektronowej, zarówno tarcza, jak i filtr splaszający wiązki fotonowej są usuwane z drogi wiązki elektronów. Wąska wiązka elektronowa opuszcza próżniowy system transportu wiązki przez cienkie okienko, zwykle wykonane z berylu (Be), które ze względu na niską liczbę atomową $Z=4$ minimalizuje jej rozproszenie i powstawanie promieniowania hamowania.

Wychodząca z okienka akceleratora wiązka jest nadal wąska, zatem na użytek radioterapii należy ją poszerzyć do powierzchni $25 \times 25 \text{ cm}^2$ w odległości 100 cm od źródła jej powstawania. Istnieją dwa sposoby poszerzania wiązki elektronowej:

1. Rozpraszanie elektronowej wiązki poprzez umieszczenie cienkich folii (rysunek II.6) z materiału o wysokim Z (Cu: $Z=29$ lub Pb: $Z=82$) na jej drodze.

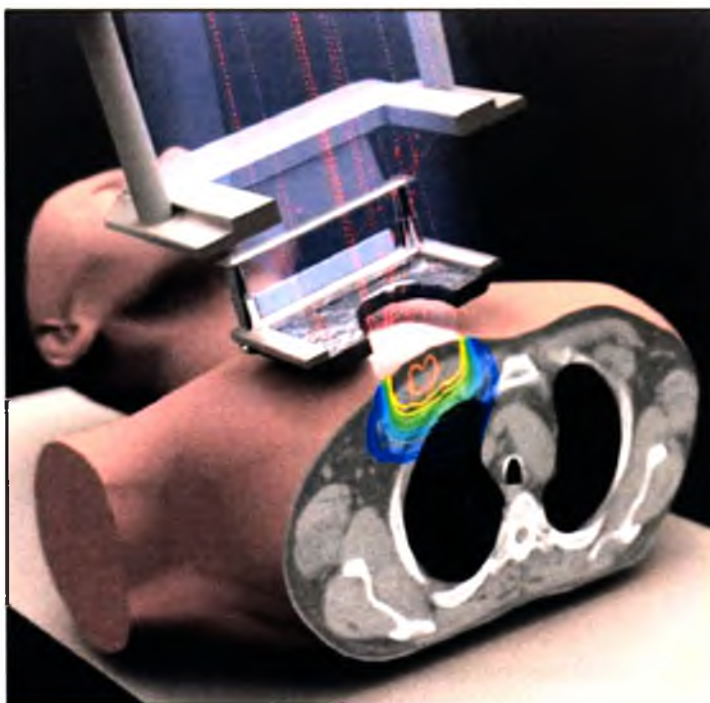


Rysunek II.6. Folie rozpraszające (Źródło: J. Olofson ESTRO 2003).

2. Omiatanie powierzchni pola za pomocą elektromagnesu, który odchyła wąską wiązkę i skanuje powierzchnię pola z częstotliwością kilku herców [Hz]. Ten sposób poszerzania pola wiązki elektronowej stosuje się dla energii elektronów wyższych niż 20 MeV. Unika się w ten sposób zbędnego promieniowania hamowania powstającego w folii rozpraszającej, którego udział w wiązce pierwotnej wzrasta wraz ze wzrostem energii elektronów [53].

Elektrony ulegają wielokrotnemu rozpraszaniu w powietrzu na drodze od głowicy terapeutycznej do pacjenta. Z tego względu kolimacja wiązki elektronów powinna być zapewniona tak blisko pacjenta jak to tylko możliwe (rysunek II.7). Kolimację wiązki elektronowej uzyskuje się przez zastosowanie aplikatorów o polu kwadratu lub koła, umieszczanych w zaczepach znajdujących się w głowicy akceleratora. Można uzyskać również dowolny kształt pola napromieniania poprzez zastosowanie modyfikatora pola w postaci wylewki o odpowiedniej grubości wykonanej ze stopu materiałów pochłaniających promieniowanie np. stopu Wood'a⁹ lub z parafiny, dających się w łatwy sposób dowolnie modelować.

⁹ Stop Wood'a (znany też pod nazwą stopu Lipowitza) – stop niskotopliwy (topi się już w temperaturze 66-72 °C), srebrnobiały, drobnoziarnisty, składający się z bizmutu (50.1%), kadmu (10.4%), ołowiu (24.9%) i cyny (14.6%); Stop o dokładnie takim składzie ma gęstość $\rho = 9.7 \text{ g/cm}^3$. Został wynaleziony przez Roberta Wooda (1868-1955), który był profesorem fizyki w Baltimore (USA).



Rysunek II.7. Symulacja prezentująca wirtualny sposób realizacji napromieniania wiązką elektronów z zastosowaniem standardowego aplikatora dla wiązek elektronowych wraz z wylewką kształtującą dowolne pole promieniowania – widok poprzeczny. Kolorami zaznaczono rozkłady izodoz w ścianie klatki piersiowej; (Źródło – Elekta Company).

II.3 Zjawiska fizyczne w radioterapii – charakterystyka promieniowania elektronowego i fotonowego

Niniejsza praca w dalszych rozdziałach zawiera tematy dotyczące tych aspektów fizyki promieniowania, które są konieczne do przygotowania procedury terapeutycznej *TBI* z uwzględnieniem wszystkich parametrów fizycznych pozwalających na jej poprawne i bezpieczne przeprowadzenie u pacjenta. Celem wyjaśnienia charakterystyki procedury *TBI* oraz przygotowania aspektu dozymetrycznego przed jej wdrożeniem podrozdziały w części wprowadzającej tej pracy zawierają wyniki pomiarów oraz wykresy dotyczące ściśle przypadków i metod opisywanych w dalszych rozdziałach pracy. Dane te są powiązane z otrzymanymi wynikami pomiarów dawek zamieszczonych w rozdziale V – Metody napromieniania oraz w rozdziale VI – Wyniki wykonanych obliczeń dawki oraz pomiarów dozymetrii *in vivo*. W części dotyczącej wprowadzenia do tematu napromieniania całego ciała opisano otrzymane dane pomiarowe wymagane do wdrożenia konkretnej opisywanej procedury, która jest tematem tej pracy, oraz umieszczono również wyniki pomiarów

parametrów fizycznych, które pomagają w zrozumieniu kolejnych etapów procedury TBI oraz są przydatne w analizie statystycznej wyników dla wybranej grupy pacjentów.

W rozdziale (II.2) przeanalizowano sposób wytwarzania w akceleratorze liniowym promieniowania jonizującego, zarówno fotonowego (promieniowania X), jak i wiązek elektronowych. Efekt radioterapeutyczny wiązek, o których mowa powyżej, spowodowany jest głównie jonizacją środowiska wywołaną przez cząstki naładowane [53]. Poszerzony opis oddziaływań jonizujących z materią można znaleźć w licznych specjalistycznych podręcznikach i opracowaniach [54-60].

Współoddziaływanie elektronów z materią

Rozpędzony elektron obdarzony energią, trafiając do ośrodka absorbującego, oddziałuje na ten ośrodek wskutek sił kulombowskich z elektronami orbitalnymi lub jądrami atomów tego ośrodka. Elektron taki w pojedynczym zderzeniu może utracić część swojej energii początkowej, a także zderzając się często z jądrami atomów środowiska, może gwałtownie zmienić kierunek toru swojego ruchu. Straty energii w tych zderzeniach opisuje wielkość zwana zdolnością hamowania elektronu (*ang. stopping power*). Zmiany kierunku ruchu opisuje natomiast wielkość zwana zdolnością rozpraszania elektronów w ośrodku. W napromienianym środowisku elektrony mają swój określony zasięg zależny od energii elektronów. Powyżej tego zasięgu dawka pochodząca od elektronów jest równa zero. Zakres wnikania w ośrodek wiązki elektronowej jest funkcją energii elektronów [61]. Na rozkład dawki wiązki elektronów w środowisku mają wpływ:

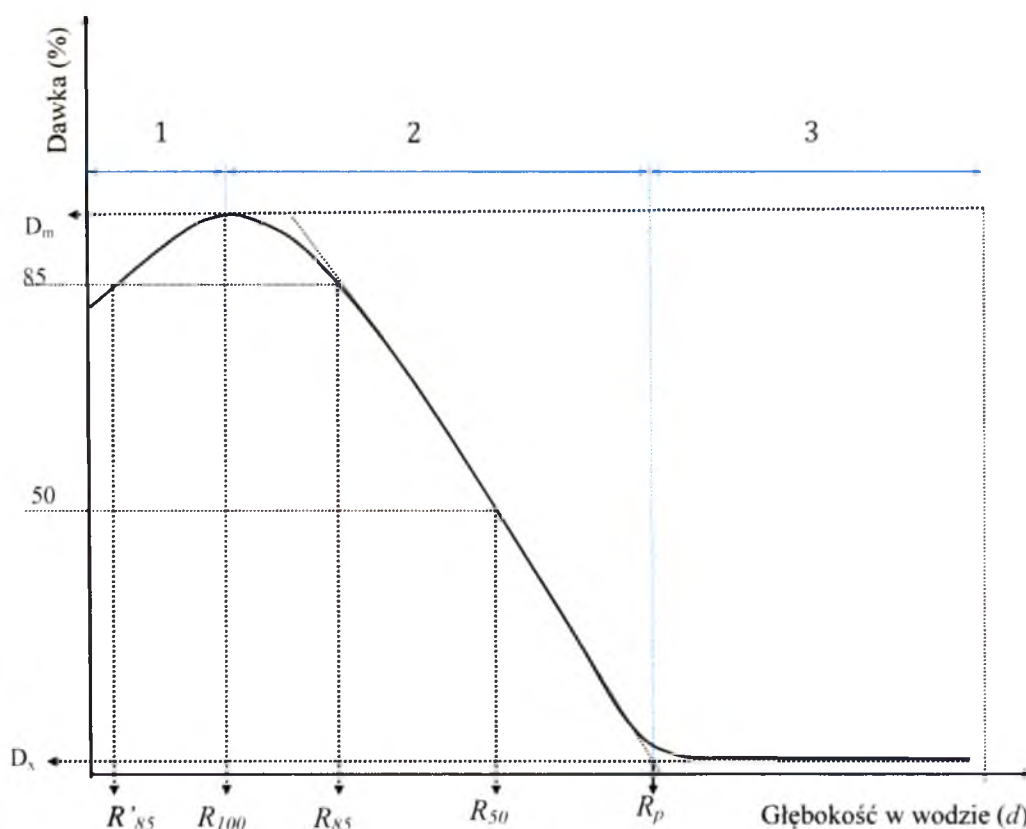
1. Straty energii poniesione na interakcje elektronów pierwotnych,
2. Zakres powstawania elektronów wtórnych,
3. Zmiany w kierunku i dyspersji elektronów,
4. Zanieczyszczenie wiązki promieniowaniem hamowania.

Krzywą rozkładu dawki (rysunek II.8) w osi centralnej wiązki wraz z głębokością w napromienianym ośrodku można podzielić na trzy podstawowe obszary:

1. Obszar narastania dawki - pomiędzy dawką na powierzchni ośrodka a dawką maksymalną.
2. Obszar spadku dawki - pomiędzy dawką maksymalną a zasięgiem praktycznym elektronów R_p .

3. Ogon promieniowania hamowania (*niem. bremsstrahlung*) - powyżej zasięgu praktycznego elektronów.

Wyrażony w procentach iloraz dawki w danym punkcie w osi centralnej wiązki elektronów do dawki maksymalnej w osi centralnej określa się jako *PDD* (*ang. Percentage Dose Depth*). Wielkość ta zależy od wielkości napromienianego pola S oraz energii wiązki elektronowej.



Rysunek II.8. Krzywa rozkładu dawki w osi wiązki w wodzie dla wiązki elektronowej (sporządzono na podstawie Raportu nr 277 IAEA [62]). D_m jest maksymalną dawką pochłoniętą określoną jako 100%, D_s jest to dawka pochłonięta pochodząca od promieniowania hamowania (*niem. bremsstrahlung*), R_{100} jest głębokością dawki maksymalnej, zakres pomiędzy R'_{85} oraz R_{85} jest przyjętym zakresem terapeutycznym, natomiast R_{50} jest głębokością odpowiadającą 50% dawki pochłoniętej; R_p jest zasięgiem praktycznym elektronów.

Wiązkę elektronów w momencie dochodzenia do okienka akceleratora, można uważać za prawie monoenergetyczną. Jednak elektrony pokonują drogę przez okienko akceleratora, folie rozpraszające oraz kolimatory i warstwę powietrza w wyniku czego widmo energetyczne elektronów ulega poszerzeniu. Dlatego też by opisać wiązkę elektronową należy użyć parametrów takich jak najbardziej prawdopodobna energia ($E_{p,0}$) na powierzchni

fantomu oraz średnia energia (\bar{E}_0) na powierzchni fantomu. Parametry te są związane z wielkością R_{50}^{10} .

Średnia energia elektronów \bar{E}_0 na powierzchni fantomu jest związana z głębokością R_{50} poprzez empiryczną zależność:

$$\bar{E}_0 = C \cdot R_{50}, \quad (II.1)$$

w której $C = 2.33 \text{ MeV/cm}$ dla wody.

Głębokość R_{50} jest wskaźnikiem jakości wiązki w dozymetrii wiązek elektronowych (Raport IAEA TRS 398 [63]). R_{50} jest wyliczone z pomiarów $R_{50, \text{jon}}$ - głębokość, gdzie krzywa jonizacji spada do 50% dawki w maksimum, dla:

$$R_{50} = 1.029 R_{50, \text{jon}} - 0.06 \text{ (g/cm}^2\text{)} \quad (\text{dla } R_{50, \text{jon}} \leq 10 \text{ g/cm}^2), \quad (II.2)$$

$$R_{50} = 1.059 R_{50, \text{jon}} - 0.37 \text{ (g/cm}^2\text{)} \quad (\text{dla } R_{50, \text{jon}} > 10 \text{ g/cm}^2). \quad (II.3)$$

Współoddziaływania fotonów z materią

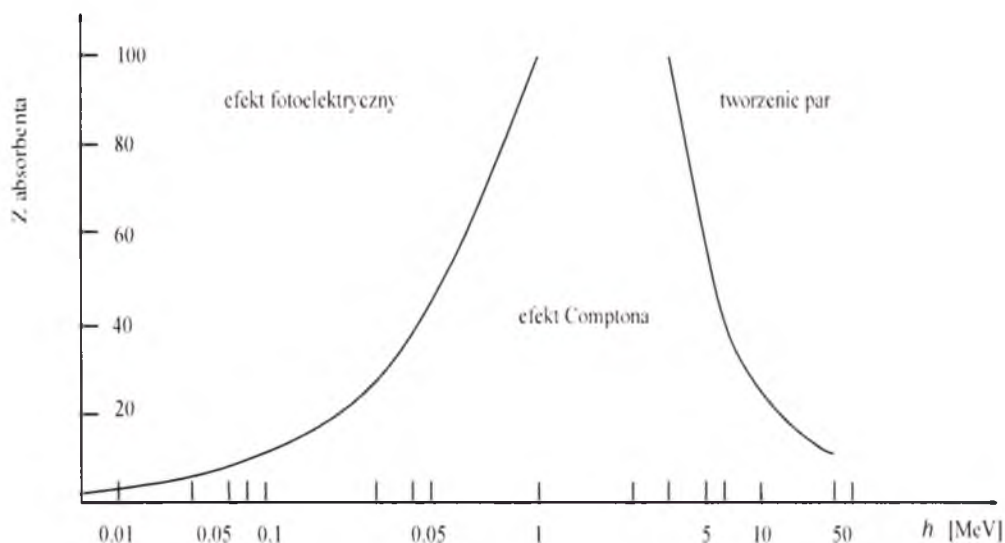
Foton, przechodząc przez materię taką jak miękkie tkanki pacjenta, kości czy inne struktury, ulega różnym reakcjom. Wystąpienie konkretnego typu efektu zależy od dwóch głównych czynników tj. energii fotonu ($E=h\nu$) oraz liczby masowej Z ośrodka, z którym foton reaguje (rysunek II.9). W niektórych reakcjach część energii fotonu przekazywana jest elektronom należącym do atomów lub cząsteczek tkanki. Elektrony te, z powodu swojego krótkiego zasięgu, rozpraszają swoją energię lokalnie wokół miejsca oddziaływania. Taka lokalnie zaabsorbowana energia staje się przyczyną efektów radiacyjnych lub uszkodzenia tkanek. Jeśli foton wchodzi i opuszcza ośrodek ze swoją całą nienaruszoną energią lub gdy tylko zmienia swój kierunek na skutek interakcji z ośrodkiem, wówczas nie mamy do czynienia z dostarczeniem dawki do ośrodka.

Fotony w zetknięciu z ośrodkiem współoddziałują z elektronami, jądrami i polami elektrycznymi materii. W zakresie energii stosowanych w radioterapii większość procesów zachodzi z bardzo małym prawdopodobieństwem i znaczenie mają tylko trzy podstawowe procesy, które prowadzą do pochłonięcia lub rozproszenia kwantu X lub γ .

¹⁰ R_{50} – jest to głębokość, gdzie dawka pochłonięta spada do 50% wartości dawki w maksimum.

Do procesów tych należą:

1. Efekt fotoelektryczny,
2. Efekt Comptona.
3. Efekt tworzenia par pozyton-elektron.



Rysunek II.9. Względna reakcja fotonu z absorbentem w zależności od energii padającego fotonu oraz liczby atomowej Z absorbenta (sporządzono na podstawie pracy A. Hryniewiczza [54]).

1. EFEKT FOTOELEKTRYCZNY

W efekcie fotoelektrycznym foton współoddziałuje z mocno związanym elektronem orbitalnym ośrodka osłabiającego (w 80% z elektronem znajdującym się na orbicie K), w wyniku czego następuje całkowita absorpcja fotonu i wyrzucenie elektronu z powłoki atomowej. Energia E_k zaabsorbowana przez elektron stanowi różnicę między energią fotonu a energią wiązania elektronu na powłoce atomowej i wyraża się wzorem:

$$E_k = h\nu - E_w, \quad (II.4)$$

gdzie:

E_k - energia kinetyczna wyrzuconego elektronu,

$h\nu$ - energia padającego fotonu,

E_w - energia wiązania elektronu na danej powłoce atomu.

Prawdopodobieństwo wystąpienia zjawiska fotoelektrycznego jest zależne od energii fotonu i liczby atomowej Z środowiska, z którym promieniowanie fotonowe współoddziaływało.

Prawdopodobieństwo to określa wyrażenie:

$$\tau_a \approx \frac{Z^4}{(h\nu)^3}. \quad (II.5)$$

We wzorze (II.5) wielkość τ_a określa prawdopodobieństwo współoddziaływania fotonu z wszystkimi elektronami atomu (tzw. atomowy współczynnik osłabiania). Na podstawie wzoru (II.5) można stwierdzić że wystąpienie efektu fotoelektrycznego będzie różne w tkankach o różnej liczbie Z (np.: dla kości $Z = 13.8$, a dla tkanki miękkiej $Z = 7.74$) i szybko maleje wraz ze wzrostem energii oddziałującego fotonu. Widać stąd, że bardziej prawdopodobne będzie wystąpienie efektu fotoelektrycznego dla tkanki kostnej, a jeśli energia fotonu przekroczy 100 keV prawdopodobieństwo powstania efektu fotoelektrycznego w wodzie będzie znikome [53].

2. EFEKT COMPTONA

Efekt Comptona określa rozpraszanie niekoherentne promieniowania elektromagnetycznego na swobodnym lub słabo związanym (o energii wiązania dużo mniejszej od energii kwantu promieniowania) elektronie. W wyniku oddziaływania fotonu z elektronem powstaje nowy (rozproszony) kwant o niższej energii i nowym kierunku. Elektronowi zostaje przekazana różnica energii między kwantem pierwotnym a rozproszonym, którą można zapisać:

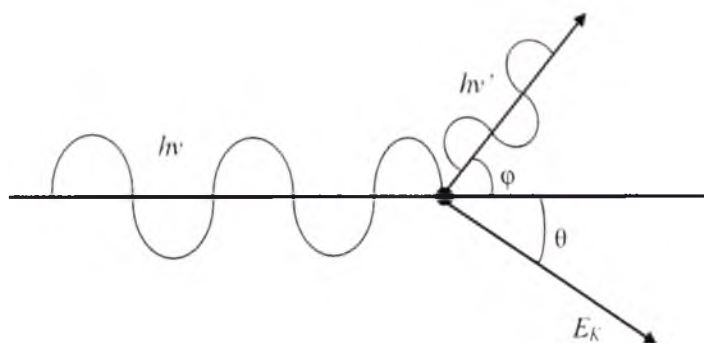
$$E_k = h\nu - h\nu'. \quad (II.6)$$

We wzorze (II.6):

E_k - energia kinetyczna odrzuconego elektronu,

$h\nu$ - energia fotonu padającego,

$h\nu'$ - energia fotonu powstałego (wtórnego).



Rysunek II.10. Sskie rozproszenia fotonu w efekcie Comptona [53].

Prawdopodobieństwo wystąpienia efektu Comptona dla całego atomu jest wprost proporcjonalne do liczby atomowej Z tego atomu i wyraża się wzorem:

$$\sigma_a = \sigma_e \cdot Z \quad . \quad (II.7)$$

We wzorze (II.7) wielkości σ_a i σ_e to odpowiednio - prawdopodobieństwo wystąpienia efektu Comptona dla całego atomu oraz prawdopodobieństwo wystąpienia efektu Comptona dla pojedynczego elektronu w atomie.

3. EFEKT TWORZENIA PAR ELEKTRON-POZYTON

Zjawisko tworzenia par (e^-e^+) to zjawisko całkowitej absorpcji fotonu w wyniku jego oddziaływania z polem elektrycznym jądra atomowego. Efekt ten zachodzi jedynie wtedy, gdy foton posiada energię wyższą niż 1.022 MeV i znajduje się w pobliżu jądra atomowego. Może wówczas nastąpić zamiana energii fotonu na parę cząstek: elektron – pozyton. Ponieważ z energii oddziałującego fotonu powstaje masa w postaci pary elektron – pozyton, dla efektu tworzenia par występuje wspomniana wartość progowa energii równa $2m_e c^2 = 1.022$ MeV. Energię powstałej pary cząstek określa równanie:

$$E_{\text{elektronu}} + E_{\text{pozytonu}} = h\nu - 1.022 \quad . \quad (II.8)$$

W zależności (II.8):

$E_{\text{elektronu}}$ - energia kinetyczna elektronu,

E_{pozytonu} - energia kinetyczna pozytonu,

$h\nu$ - energia oddziałującego fotonu.

Prawdopodobieństwo wystąpienia zjawiska tworzenia par (tzw. atomowy współczynnik osłabiania κ_a) dla całego atomu zależy od liczby atomowej Z , zgodnie z wzorem:

$$\kappa_a \approx Z^2. \quad (\text{II.9})$$

Parametry charakteryzujące wytworzoną wiązkę fotonową

Zjawiska, które zostały przedstawione powyżej, ilustrują reakcje pojedynczego fotonu w kontakcie z materią. W przypadku trójwymiarowej wiązki promieniowania X padającej na środowisko istotne znaczenie mają parametry opisujące przestrzenny rozkład w tym środowisku dawki powstałej na skutek wyżej opisanych reakcji. Bezpośredni pomiar dawki w ciele pacjenta jest w zasadzie niemożliwy, mimo to dla pomyślnego wyniku leczenia pacjenta napromienianiem konieczne jest, aby rozkład dawki w napromienianej objętości był dokładnie znany. Jest to zazwyczaj osiągane przez zastosowanie kilku funkcji wiążących dawkę w dowolnym punkcie w ciele pacjenta ze znaną dawką w punkcie kalibracji wiązki w fantomie. Podstawowymi funkcjami opisującymi wiązkę promieniowania X jest zależność zmiany procentowej dawki wraz z głębokością w napromienianym środowisku - $PDD(d,S)$, (dokładny opis w rozdziale II.4.3), względny rozkład mocy dawki w poprzek wiązki promieniowania w stosunku do wartości mocy dawki w osi wiązki określany jako profil wiązki promieniowania (rozważany w rozdziale II.4.2) oraz jakość wysokoenergetycznego promieniowania X - QI (ang. *Quality Index* - rozdział II.3.5).

Funkcje te są zazwyczaj określone na podstawie pomiaru odpowiednimi detektorami promieniowania w tkankopodobnym fantomie, a dawka lub moc dawki w punkcie referencyjnym jest określana w fantomie wodnym w ściśle określonych warunkach referencyjnych takich jak głębokość, wielkość pola i odległość źródło – powierzchnia (SSD).

II.3.1 Wyznaczenie dawki promieniowania – pomiary i zalecenia dotyczące przygotowania do TBI

Bezpośredni pomiar dawki promieniowania¹¹ w dowolnym punkcie wewnątrz ciała pacjenta jest bardzo skomplikowany, praktycznie niemożliwy [53]. Dawkę tę można określić w dużym przybliżeniu na podstawie pomiarów dozymetrycznych stosowanej wiązki promieniowania, posługując się detektorem promieniowania – np. komorą jonizacyjną. Pomiary wykonuje się w fantomie wodnym lub stałym, w ściśle określonych i zaplanowanych warunkach. Wynik pomiaru mocy dawki promieniowania wytworzonego przez dany aparat terapeutyczny w ściśle określonych warunkach nazywamy wydajnością tego aparatu terapeutycznego.

Techniki codziennych terapii standardowych przygotowywane są w komputerowych systemach planowania leczenia, które mają zaimplementowany szereg danych i pomiarów dozymetrycznych wiązek terapeutycznych generowanych przez akceleratory. Pomiary te wykonywane są w warunkach standardowych. W przypadku technik niekonwencjonalnych (do których zalicza się *TBI*), w warunkach napromieniania, dla których nie można skorzystać z komputerowych systemów planowania leczenia ze względu na ograniczenia algorytmów kalkulacji dawki, należy - w celu określenia dawki promieniowania dla tych technik - wykonać pomiary dozymetryczne dla warunków napromieniania daną techniką. Szczegółowe zalecenia dotyczące fantomu, wzorcowania komory jonizacyjnej i sposobu określania dawki w wodzie na podstawie wskazań komory jonizacyjnej przedstawiono w rozdziale II.4.1 na podstawie raportu TRS-398 Międzynarodowej Agencji ds. Energii Atomowej we Wiedniu [63].

Na podstawie doświadczeń własnych [64-66] oraz ośrodków realizujących procedurę *TBI* [67-70], scharakteryzowano ogólne zalecenia dotyczące standardowych parametrów a także wymagania, które powinny zostać spełnione:

1. Zgodnie z ogólną zasadą: odległość, pozycja terapeutyczna pacjenta, jakość wiązki promieniowania i wszystkie warunki napromieniania powinny zostać określone dla danego ośrodka.

¹¹ Dawka promieniowania – jest zdefiniowana jako ilość średniej energii promieniowania jonizującego pochłonięta w elemencie materii o masie m w skończonej objętości V ; jednostkę stanowi 1 grej (Gy), który określa pochłoniętą energię 1 dżula (J) w masie 1 kilograma (kg).

2. Ze względu na stan pacjenta oraz jego obniżoną odporność należy zapewnić jak najlepszy poziom sterylności, zarówno pomieszczenia terapeutycznego jak i urządzeń wykorzystywanych w trakcie terapii.
3. Aby zapewnić powtarzalność geometryczną i dopasowanie stosowanych osłon na organy krytyczne, zaleca się wykonanie weryfikacji przy użyciu dostępnych w ośrodku metod obrazowania, tuż przed terapią lub w trakcie leczenia.
4. Wszystkie pomiary dozymetryczne muszą zostać przeprowadzone w wodzie w warunkach jak najbardziej zbliżonych do rzeczywistych warunków napromieniania:
 - pomiary należy wykonać wywzorcowaną według standardów międzynarodowych komorą jonizacyjną posiadającą odpowiedni certyfikat wzorcowania,
 - by zapewnić równowagę elektronową wokół punktu pomiarowego, pomiary wykonuje się w fantomie wodnym o minimalnym wymiarze $30 \times 30 \times 20 \text{ cm}^3$. Głębokość punktu pomiaru powinna być większa niż głębokość dawki maksymalnej stosowanej wiązki promieniowania. Zaleca się głębokość równą 10 cm w wodzie, co odpowiada średniej wartości połowy grubości typowego pacjenta,
 - należy wyznaczyć profil danej wiązki terapeutycznej o powiększonej odległości *SSD*, procentową dawkę na głębokości *PDD* oraz wydajność aparatu terapeutycznego (moc dawki promieniowania w ściśle określonych warunkach) w celu obliczenia właściwego czasu napromieniania konkretnego chorego.
5. Współczynnik korekcji dawki w płucach musi zostać określony indywidualnie dla każdego pacjenta.
6. Dla zmniejszenia dawki w płucach należy zastosować osłony indywidualne.
7. W celu otrzymania lepszej jednorodności rozkładu dawki należy zastosować spoiler (zwykle wykonany z pleksiglasu¹²) o odpowiedniej grubości pozwalający na uzyskanie pełnej dawki na skórze pacjenta dzięki stworzonej równowadze elektronowej.
8. Należy zastosować system dozymetrii *in vivo* w celu sprawdzenia dawki dostarczanej do pacjenta oraz w celu monitorowania poprawności działania aparatu.

¹² Pleksiglas (szkło akrylowe, inaczej pleksi, metapleks) – przezroczyste, sztuczne tworzywo o gęstości równej $1,19 \text{ g/cm}^3$, którego głównym składnikiem jest polimer – polimetakrylan metylu (PMMA). Niektóre rodzaje pleksiglasu zawierają też pewne ilości innych polimerów i kopolimerów poliakrylowych. Materiał ten cechuje duża przezroczystość w zakresie światła widzialnego i łatwość obróbki. Tworzywo ma właściwości termoplastyczne i jest odporne na działanie ultrafioletu, dzięki czemu nie występuje proces żółknięcia materiału.

9. Detektory na potrzeby dozymetrii *in vivo* przed zastosowaniem muszą zostać wykalibrowane w fantomie w warunkach napromieniania TBI w celu wyznaczenia istotnego współczynnika korekcji dawki.
10. Niedobór tkanki uzupełnia się dodatkowymi materiałami tkankopodobnymi, które zabezpieczają szczególnie obszar w okolicy głowy i szyi przed przekroczeniem dawki. Zastosowanie bolusa w terapii pozwala na uzyskanie rozkładu dawki o wyższym stopniu jednorodności w ciele pacjenta poddawanego terapii.
11. Najczęściej zakładane różnice pomiędzy dawką zaplanowaną a zmierzoną nie powinny przekroczyć $\pm 10\%$.

Wskazówki te stanowią podstawowe wymagania jakie muszą być spełnione przed wprowadzeniem do realizacji procedury napromieniania całego ciała w danym ośrodku radioterapii. Zasady postępowania z pacjentem oraz dokładnie sprecyzowane wymagania odnoszące się do procedury TBI zostały zawarte w projekcie procedury napromieniania całego ciała. Projekt ten powstał dnia 25 lipca 2011 roku i został umieszczony w wykazie procedur na stronie Ministerstwa Zdrowia [71]. Autorzy projektu powołują się w referencjach na opracowaną metodę TBI opisywaną w niniejszej rozprawie.

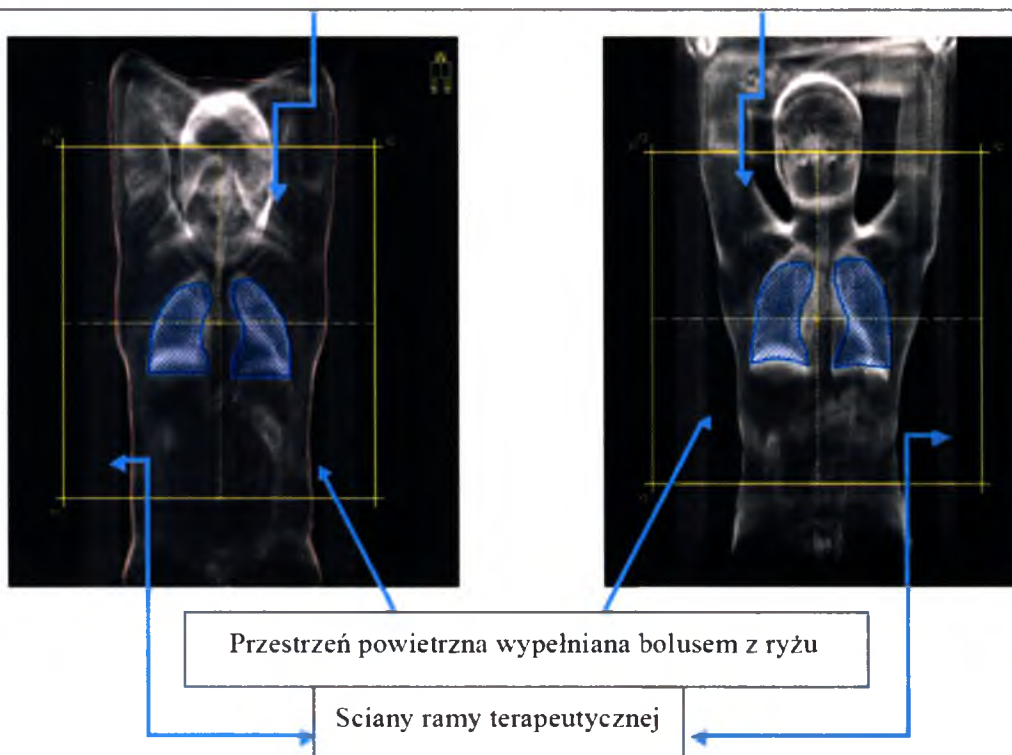
II.3.2 Bolus – funkcja i właściwości fizyczne

Jednym z decydujących czynników wpływających na rozkład dawki na różnych głębokościach w napromienianym środowisku jest kształt napromienianej powierzchni. W celu wyrównania powierzchni i uzyskania prostopadłości powierzchni napromienianej w stosunku do kierunku padania wiązki promieniowania stosuje się materiały zbliżone pod względem właściwości fizycznych do środowiska napromienianego. W radioterapii taki odpowiedni materiał, umieszczany w bezpośrednim kontakcie z napromienianym obszarem, symulujący tkankę nazywamy bolusem. Głównym zadaniem bolusa jest korekcja nierównego kształtu pacjenta w celu poprawy rozkładu zaplanowanej dawki w napromienianym środowisku. W napromienianiu całego ciała istotne jest dostarczenie pełnej dawki również na skórę pacjenta, gdzie mogą znajdować się rozproszone komórki nowotworowe [9,10,72]. Dla promieniowania X_{15MV} moc dawki osiąga maksymalną wartość na głębokości około 2 cm. Istnieje zatem dwucentymetrowy obszar narastania dawki (*ang. build-up*, rozdział II.3.3). Z tego powodu oprócz zastosowania ramy terapeutycznej do TBI, posiadającej 2 płyty plexiglasu o grubości 1 cm, w których rozpoczyna się zjawisko narastania mocy dawki

(ang. *build-up*) [72-75], stosowany jest również bolus. Bolus poprzez bezpośredni kontakt ze skórą pacjenta symuluje tkanki na drodze promieniowania i pozwala na uzyskanie pełnej dawki w skórze napromienianego pacjenta.

Najlepszy materiał tkankopodobny, w którym pochłanianie oraz rozpraszanie promieniowania X, γ czy też elektronów jest takie jak w tkankach miękkich, stanowi woda. Ze względu na fizyczny brak możliwości zastosowania wody jako bolusa, w przypadku techniki *TBI* do wypełnienia przestrzeni pomiędzy ścianami ramy terapeutycznej a ciałem pacjenta zastosowano jako rodzaj bolusa ziarna suchego ryżu. Na rysunku II.12 przedstawiono sposób ułożenia pacjenta w pozycji terapeutycznej z rękami założonymi za głowę. Dzięki tej pozycji przestrzeń pomiędzy głową pacjenta a ramą terapeutyczną wypełniona jest częściowo przez ramiona, które pełnią funkcję naturalnego kompensatora tkankowego. Pozostałe puste przestrzenie wypełniane są bolusem.

Ramiona stanowią naturalny kompensator tkankowy wokół głowy napromienianego pacjenta



Rysunek II.11. Pozycja terapeutyczna pacjenta (widok *BEV* z góry 'okiem' wiązki (ang. *Beams Eye View*) uzyskany w systemie planowania leczenia) - różnice geometryczne powodujące zastosowanie różnych warstw bolusa w terapii wiązkami promieniowania X_{15MV} ; zaznaczone zostały również kształty przygotowanych indywidualnych osłon na płuca – kolor niebieski, oraz geometria pola *AP* – kolor żółty.

W praktyce taka forma wykorzystywania ryżu w roli bolusa okazała się dostępnym i łatwym w zastosowaniu rozwiązaniem. Ponieważ promieniowanie pochłaniane jest przez materiały znajdujące się na jego drodze w różnym stopniu, wyznaczony został współczynnik korekcyjny k osłabiania promieniowania w warstwie ryżu względem wody, z zależności:

$$k = 1 + \mu \cdot (d - d'), \tag{II.10}$$

w której μ [cm⁻¹] stanowi liniowy współczynnik osłabiania promieniowania X w wodzie (dla promieniowania X_{15MV}, $\mu=0,026$ cm⁻¹), d jest to grubość warstwy ryżu natomiast d' określa ekwiwalentną grubość warstwy wody określoną formułą :

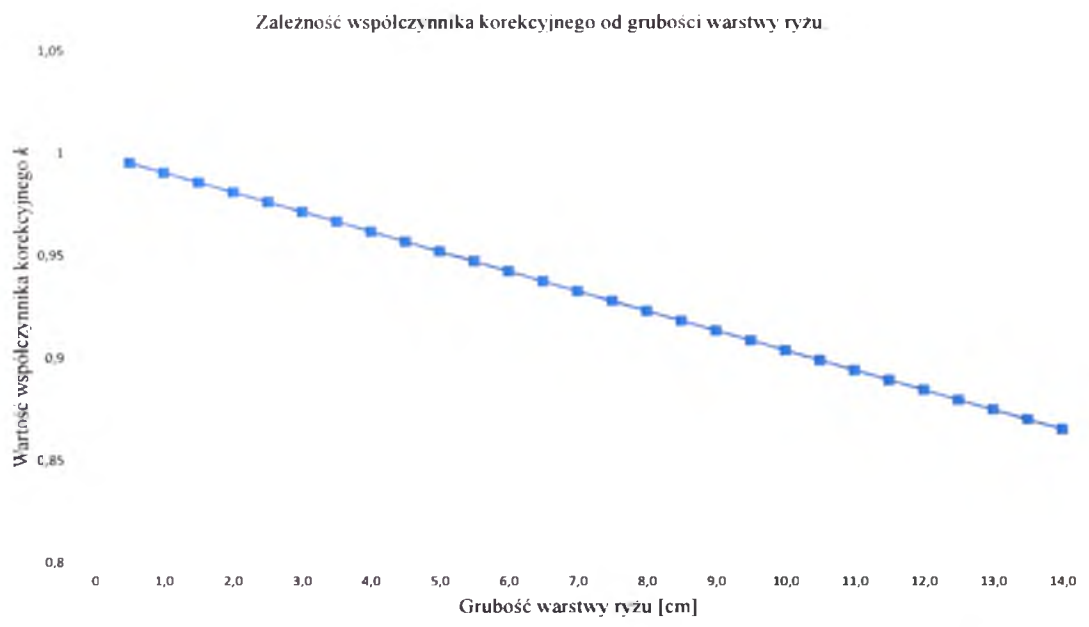
$$d' = \rho \cdot d, \tag{II.11}$$

gdzie wyznaczona laboratoryjnie gęstość ρ dla ryżu równa się 1,37 g/cm³.

Tabela II.1 i rysunek II.12 zawierają otrzymane wyniki obliczeń dla współczynnika korekcyjnego k promieniowania X_{15MV} w zależności od grubości warstwy ryżu. Współczynnik k jest uwzględniany w obliczeniach dawki w określonym punkcie na ciele pacjenta znajdującym się pod warstwą ryżu oraz został uwzględniony w obliczeniach czasów napromieniania.

Tabela II.1. Wartość współczynnika korekcyjnego k dla warstwy bolusa – wartości obliczone.

Grubość warstwy absorbenta [cm]	Współczynnik korekcyjny k	Grubość warstwy absorbenta [cm]	Współczynnik korekcyjny k
0.5	0.995	7.5	0.930
1.0	0.990	8.0	0.926
1.5	0.986	8.5	0.921
2.0	0.981	9.0	0.917
2.5	0.976	9.5	0.913
3.0	0.972	10.0	0.908
3.5	0.967	10.5	0.904
4.0	0.962	11.0	0.900
4.5	0.958	11.5	0.895
5.0	0.953	12.0	0.891
5.5	0.948	12.5	0.887
6.0	0.944	13.0	0.882
6.5	0.939	13.5	0.878
7.0	0.935	14.0	0.874



Rysunek II.12. Wykres zależności współczynnika korekcyjnego k osłabiania promieniowania X_{15MV} od grubości warstwy ryżu.

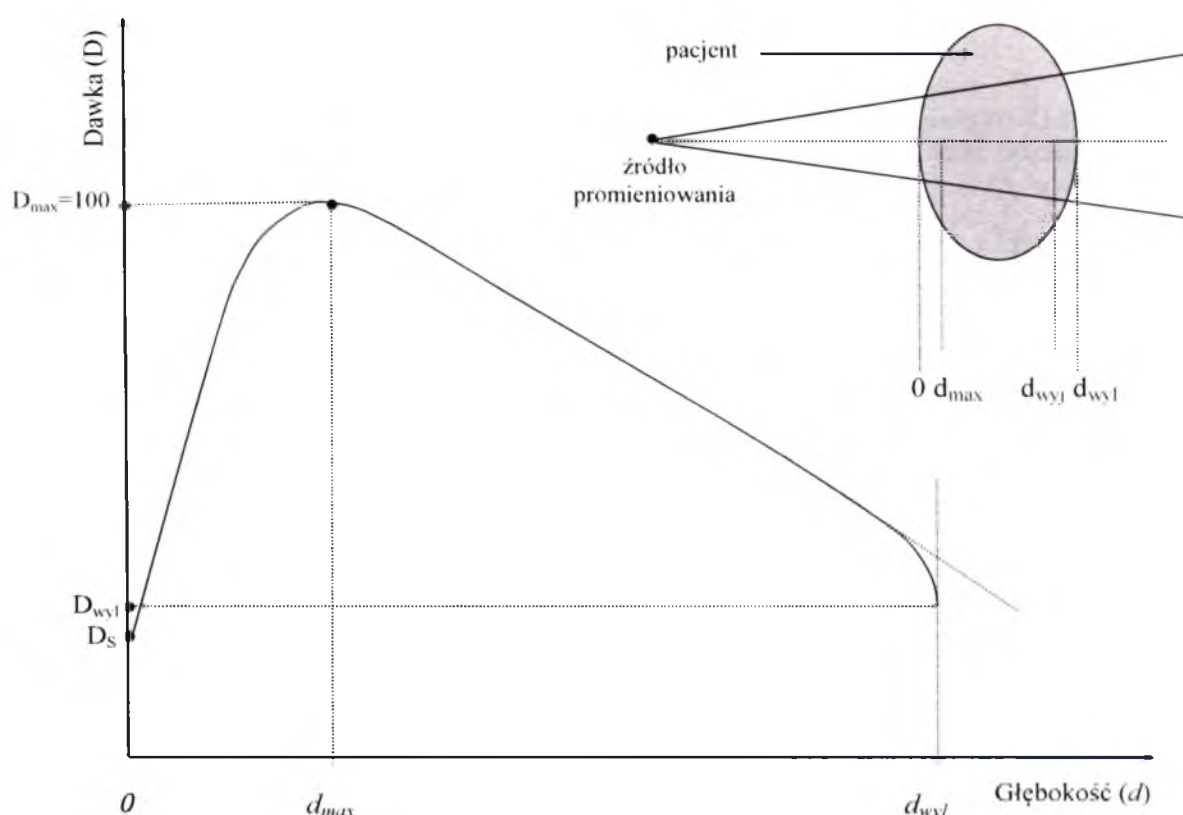
II.3.3 Zjawisko narastania dawki - (*ang. build-up*)

Narastanie mocy dawki wraz z głębokością w materiale napromienianym wiązką promieniowania X lub γ nazywa się z języka angielskiego zjawiskiem *build-up*. Efekt wzrostu dawki z głębokością związany jest z oddziaływaniem elektronów powstałych na skutek absorpcji fotonów w środowisku. Elektron powstały w wyniku reakcji fotonów ze środowiskiem traci swoją energię głównie na jonizację i największe straty energii ponosi na końcu swojej przebytej drogi zgodnie z prawem Bragga. Droga potrzebna do całkowitego wyhamowania cząstek nazywana jest zasięgiem cząstek. Moc dawki zatem osiąga maksymalną wartość na określonej głębokości d_{max} , zależnej od energii fotonów wchodzących w reakcję ze środowiskiem.

Typowy rozkład dawki w osi centralnej megawoltowej wiązki fotonowej przechodzącej przez pacjenta został pokazany na rysunku II.13. Na rysunku można wydzielić ważne punkty i obszary. Wiązka, wchodząc w pacjenta, przechodzi przez powierzchnię skóry, na której powoduje powstanie pewnej dawki powierzchniowej D_S (dawka na powierzchni skóry). Poniżej powierzchni skóry dawka najpierw gwałtownie rośnie, osiągając wartość maksymalną określaną jako dawka wejściowa D_{wej} , na głębokości d_{max} , a następnie maleje eksponencjalnie do wartości dawki wyjściowej D_{wyj} , osiągając wartość dawki powierzchniowej od strony

wyjścia wiązki promieniowania z ośrodka. Dawka wyjściowa definiowana jest jako wartość mocy dawki pochodzącej od pojedynczej wiązki promieniowania w osi wiązki w odległości od wyjścia wiązki z ciała pacjenta równej głębokości dawki maksymalnej d_{max} danego promieniowania [52].

Dla megawoltowej wiązki promieniowania X dawka powierzchniowa jest zwykle mniejsza niż dawka maksymalna, która występuje na głębokości d_{max} pod powierzchnią ciała pacjenta. W megawoltowej wiązce promieniowania X dawka powierzchniowa zależy od energii wiązki i wymiarów pola promieniowania.



Rysunek II.13. Rozkład dawki w ciele pacjenta pochodzącej od pojedynczej megawoltowej wiązki fotonowej. D_s jest dawką powierzchniową od strony wejścia wiązki, D_{wyl} jest dawką powierzchniową od strony wyjścia wiązki. D_{max} jest dawką maksymalną normalizowaną do wartości 100%, dającą krzywą spadku dawki wraz z głębokością (PDD). Obszar pomiędzy $d = 0$ i $d = d_{max}$ jest nazywany obszarem narastania dawki – *build-up*. (Na podstawie: Podgorsak EB [48]).

Obszar dawki między powierzchnią (głębokość $d = 0$) i głębokością $d = d_{max}$ dla megawoltowej wiązki fotonowej jest określany jako obszar narastania dawki (*build-up*) i jest wynikiem stosunkowo dużego zasięgu wtórnych naładowanych cząstek (elektronów i pozytonów) obdarzonych energią. Cząstki te najpierw są uwalniane w ciele pacjenta przez

oddziaływania fotonów (efekt fotoelektryczny, efekt Comptona i tworzenie par), a następnie deponują swoją energię kinetyczną w ciele pacjenta. Obszar bezpośrednio pod skórą pacjenta jest obszarem braku równowagi elektronowej¹³ i dawka pochłonięta w tym obszarze jest mniejsza niż kerma kolizyjna¹⁴. Jednakże ze wzrostem głębokości d osiągnięta zostaje na głębokości $d = d_{max}$ równowaga elektronowa, gdzie d jest w przybliżeniu równe zasięgowi wtórnych cząstek naładowanych, a dawka staje się porównywalna z kermą kolizyjną. Poniżej d_{max} obydwie wielkości, dawka i kerma kolizyjna, maleją z powodu osłabienia wiązki promieniowania X w ciele pacjenta. Głębokość dawki maksymalnej d_{max} pod skórą pacjenta zależy od energii wiązki i od wielkości pola promieniowania. Dla danej energii wiązki ze wzrostem pola promieniowania wartość d_{max} maleje ze wzrostem pola z powodu rozpraszania wiązki przez elementy kolimatorów zainstalowanych w głowicy akceleratora.

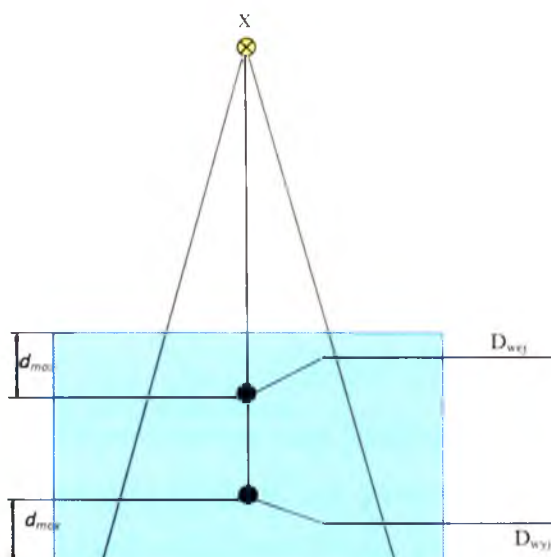
Występowanie obszaru narastania dawki w efekcie powoduje oszczędzenie skóry pacjenta - w przypadku stosowania wysokoenergetycznych wiązek fotonów. W praktyce dawka na powierzchni skóry jest mała, lecz nie równa się zeru ze względu na obecność w wiązce promieniowania X elektronów powstałych na skutek oddziaływań fotonów z ośrodkami znajdującymi się na drodze wiązki przed pacjentem czy też fantomem.

Jak pokazano schematycznie na rysunku II.13. w pobliżu punktu wyjścia wiązki krzywa rozkładu dawki opada nieco w dół względem ekstrapolowanej krzywej rozkładu dawki. Ten stosunkowo mały efekt przypisuje się brakującemu udziałowi rozpraszania w tym punkcie.

Głębokość dawki wejściowej oraz wyjściowej w przypadku pomiaru w fantomie wodnym wizualizuje rysunek II.14.

¹³ Równowaga elektronowa (*ang. electron equilibrium*) – dotyczy elektronów wtórnych wytworzonych przez fotony w środowisku z którym współoddziałują. Powstałe elektrony, mające dużą energię kinetyczną, mogą poruszać się na znaczne odległości. Mówimy, że w obszarze Δm panuje równowaga elektronów jeżeli suma energii elektronów opuszczających obszar Δm jest równa sumie energii elektronów wchodzących do tego obszaru, a powstałych w jego otoczeniu. Brak równowagi elektronów ma miejsce tam, gdzie występuje duża zmiana w wytwarzaniu elektronów – np. na brzegu wiązki promieniowania [52].

¹⁴ Kerma kolizyjna – to wartość energii przekazanej cząstkom naładowanym na jednostkę masy, przez cząstkę jonizującą pośrednio (foton, neutron). Inaczej, jest to suma początkowych energii kinetycznych wszystkich cząstek naładowanych uwolnionych pod wpływem nienaladowanej cząstki promieniowania jonizującego na jednostkę masy. Kerma kolizyjna bierze się z oddziaływania elektronów (obdarzonych energią kinetyczną przez cząstki niejonizujące bezpośrednio) poprzez zderzenia z innymi cząstkami naładowanymi.



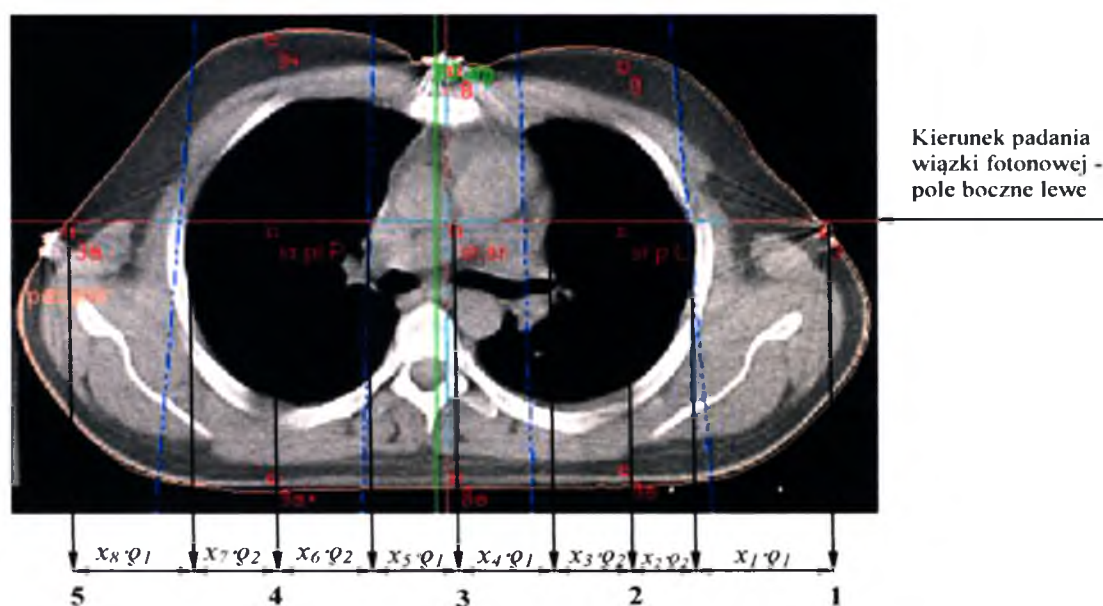
Rysunek II.14. Głębokość dawki wejściowej oraz wyjściowej w fantomie wodnym.

II.3.4 Współczynnik k_{pl} - korekcja dawki w tkance płucnej

W radioterapii rutynowo jako jednorodny model napromienianego środowiska przyjmuje się wodę, o czym już wspomniano. W obszarach gdzie gęstości tkanek nie różnią się znacząco od siebie, np. w obszarze jamy brzusznej, miednicy czy głowy pacjenta, można przyjąć takie przybliżenie. Jednak w obrębie klatki piersiowej, gdzie występuje duża ilość tkanki o znacznie mniejszej gęstości w stosunku do gęstości wody (gęstość tkanki płucnej wynosi średnio $\rho = 0.35 \text{ g/cm}^3$ [9,10,39]), konieczne jest wyznaczenie współczynnika korekcji dawki po przejściu promieniowania przez taki obszar o niejednorodnej gęstości tkanek. Promieniowanie, przechodząc przez środowisko o mniejszej gęstości, ulega mniejszemu osłabieniu, co w efekcie powoduje zwiększenie dawki w obszarze leżącym za takim środowiskiem. W przypadku napromieniania całego ciała współczynnik korekcji ze względu na wzrost dawki po przejściu promieniowania przez obszar klatki piersiowej pacjenta nazwano k_{pl} . Wartość współczynnika została wyznaczona za pomocą komputerowego systemu planowania leczenia po wprowadzeniu do systemu danych uzyskanych z badania tomograficznego pacjenta. Współczynnik k_{pl} uwzględnia indywidualne cechy pacjenta i został określony dla każdego chorego indywidualnie. Na wartość k_{pl} wpływa droga jaką pokonuje wiązka promieniowania oraz grubość poszczególnych tkanek o różnej gęstości na tej drodze.

Na rysunku II.15 zilustrowano sposób wyznaczenia wartości współczynnika k_{pl} , w 5-ciu punktach odnoszących się do opisu punktów w tabeli IV.3 zawartej w rozdziale IV. Punkty te znajdują się na płaszczyźnie poprzecznej na poziomie środka pól płucnych pacjenta i kolejno umiejscowione są:

1. Na wlocie wiązki promieniowania (punkt 3 wg. tabeli IV.3)
2. W środku płuca lewego (śr. pł. L)
3. W środku śródpiersia pacjenta (śr. śródpiersia)
4. W środku płuca prawego (śr. pł. P)
5. Na wylocie wiązki promieniowania (punkt 3a wg. tabeli IV.3)

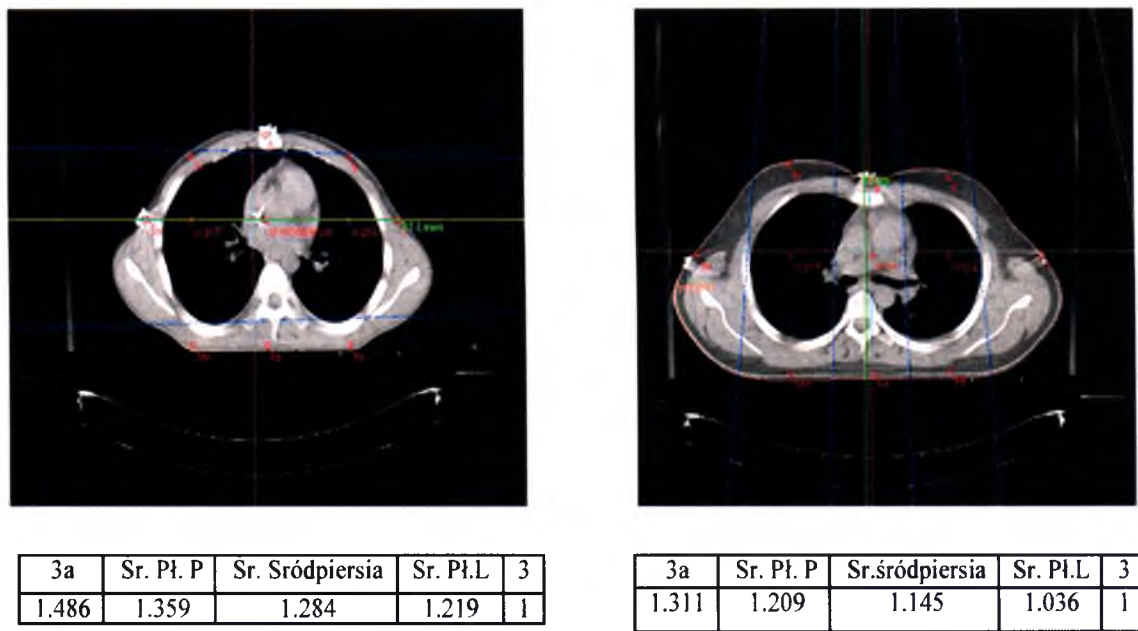


Rysunek II.15. Sporządzony w systemie planowania leczenia Oncentra MasterPlan obraz przekroju klatki piersiowej pacjenta w obszarze wyznaczania współczynnika korekcji dawki w tkance płucnej - k_{pl} .

Współczynnik k_{pl} został wyznaczony przy pomocy systemu planowania leczenia z zależności:

$$k_{pl} = \frac{D_{niejednorodny}}{D_{jednorodny}}. \quad (II.12)$$

We wzorze (II.12) wartość $D_{niejednorodny}$ jest wartością dawki w wyznaczonych punktach obliczonych przez system planowania leczenia z uwzględnieniem korekcji na niejednorodną gęstość tkanek, natomiast $D_{jednorodny}$ jest wartością dawki w tych samych wyznaczonych punktach przy założeniu jednorodnej gęstości tkanek w ciele pacjenta równej gęstości wody. Rysunek II.16 przedstawia przykładowe wartości współczynników otrzymanych dla różnych wymiarów struktur klatki piersiowej pacjentów.



Rysunek II.16. Wyznaczone w systemie planowania leczenia przykładowe wartości współczynnika korekcji k_{pl} . Wartości współczynnika k_{pl} zależne są od indywidualnych wymiarów struktur klatki piersiowej pacjenta.

Wiązka promieniowania, wchodząc w ciało pacjenta z boku klatki piersiowej w punkcie 1 (rysunek II.15), napotyka na swej drodze obszar tkanki mięśniowej o określonej gęstości ρ_1 i grubości x_1 . Następnie, przechodząc przez fragment tkanki płucnej o grubości x_2 oraz mniejszej gęstości ρ_2 , ulega mniejszemu osłabieniu, w związku z czym dawka w środku płuca lewego (od strony wejścia wiązki promieniowania) wzrośnie, uwzględniając wartość współczynnika korekcyjnego k_{pl} . Promieniowanie, przenikając przez kolejną warstwę płuca o grubości x_3 dociera do środka śródpiersia i podlega dalszej korekcji. W drugim płucu sytuacja jest identyczna. Dawka w drugim płacie płuca zwiększa się (z powodu zmniejszonego osłabiania w ośrodku o mniejszej gęstości). Na wyjściu z obszaru klatki piersiowej w punkcie 5 (rysunek II.15) dawka wylotowa zostaje podwyższona. Dla każdego leczonego pacjenta współczynnik k_{pl} zostaje wyznaczony indywidualnie i ma istotne znaczenie w obliczeniach dawki w tkance płucnej. Wpływa on także na określanie czasu napromieniania z zastosowaniem osłon na płuca używanych w celu utrzymania w środku płatów płucnych z góry przyjętej dopuszczalnej dawki maksymalnej. Dla grupy pacjentów napromienianych I techniką była to dawka równa 9 Gy, dla grupy pacjentów napromienianych w technice II przyjęta dawka na tkankę płucną była równa 10 Gy (opis techniki I i II w rozdziale V.1 oraz rozdziale V.3 tej pracy).

II.3.5 Indeks jakości promieniowania X (TPR_{20}/TPR_{10}) oraz obliczenia czasu napromieniania w radioterapii

Współczynnik $TPR(d,S)$ (ang. *Tissue Phantom Ratio*) definiuje się jako iloraz mocy dawek zmierzonych komorą jonizacyjną w fantomie, w osi wiązki na danej głębokości d i głębokości referencyjnej¹⁵ d_{ref} . Pomiaru mocy dawki (MD) dla głębokości d i d_{ref} muszą być wykonane dla tej samej odległości punktu pomiarowego od źródła promieniowania. W praktyce jako punkt pomiarowy wybiera się punkt położenia izocentrum danego aparatu (ang. *SAD – Source Axis Distance*). Wielkość pola napromieniania S wyznacza się również w tej odległości pomiarowej. Definicję współczynnika TPR określa wzór:

$$TPR(d,S) = \left(\frac{MD(d,S)}{MD(d_{ref},S)} \right)_{izocentrum}, \quad (II.13)$$

gdzie $MD(d,S)$ jest zmierzoną mocą dawki na głębokości d i dla pola promieniowania S określonego na tej głębokości, natomiast $MD(d_{ref},S)$ jest mocą dawki wyznaczoną dla pola S na głębokości referencyjnej.

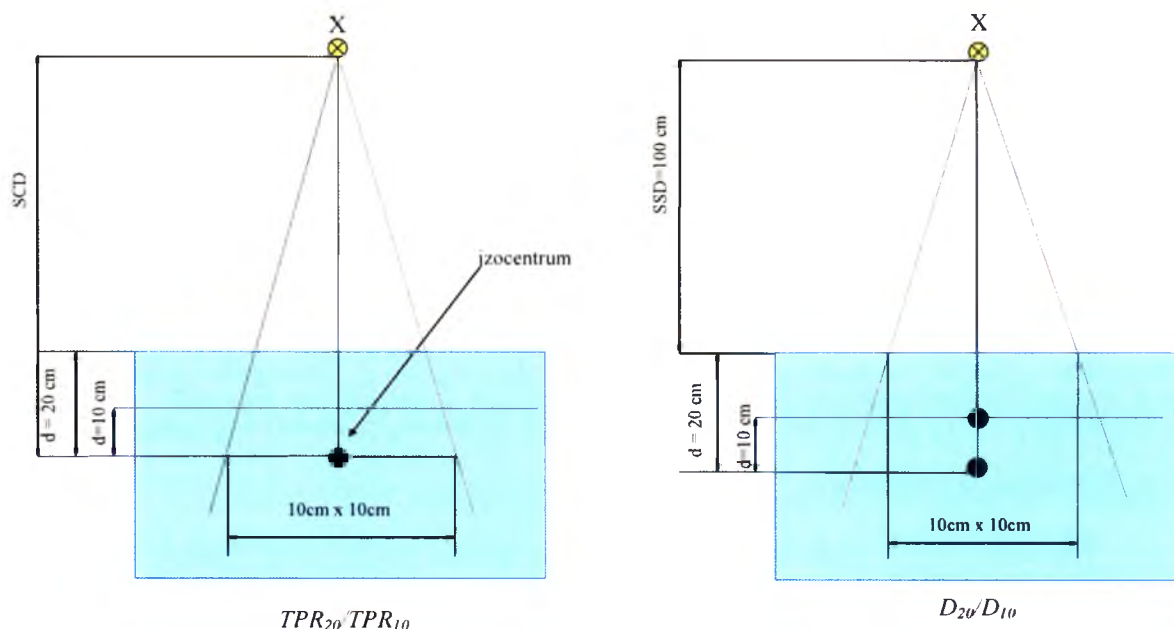
Wielkość TPR zależy od energii promieniowania oraz przekroju wiązki (pola promieniowania). W przypadku promieniowania X wytwarzanego w liniowych przyspieszaczach elektronów, głębokość punktu referencyjnego zależy od indeksu jakości (ang. *QI – Quality Index*) wiązki promieniowania X. Przyjmuje się głębokość referencyjną $d_{ref} = 5$ cm dla wiązek promieniowania o indeksie jakości $QI < 0.7$, a dla indeksu jakości $QI > 0.7$ głębokość referencyjna powinna wynosić 10 cm [53].

Wiązka promieniowania X powstająca w liniowym przyspieszaczach elektronów składa się z kwantów o różnych energiach. Przykładowo, dwie identyczne z nazwy wiązki fotonów o nominalnej energii maksymalnej równej 15MV wytwarzane przez różne aparaty terapeutyczne mogą posiadać zupełnie różne od siebie podstawowe parametry wiązki takie jak PDD czy TPR , mające wpływ na rozkład dawki i planowanie radioterapii u chorego. Dlatego też, aby określić wiązkę należy wyznaczyć jej indeks jakości QI . Jakość wiązki promieniowania wytwarzanego w lampie rentgenowskiej określa się dokonując pomiaru grubości warstwy połówającej, natomiast jakość promieniowania γ ^{60}Co określona jest jako

¹⁵ Głębokość referencyjna (d_{ref}) - termin określający głębokość w fantomie wodnym wzdłuż osi wiązki promieniowania na której wykonuje się pomiar wydajności aparatu terapeutycznego. Wartość głębokości referencyjnych dla odpowiednich rodzajów i jakości promieniowania zamieszczono w raporcie nr 398 IAEA [52].

średnia energia równa 1.25 MeV (średnia z dwóch energii fotonów o wartościach równych 1.17 MeV i 1.33 MeV).

Dla promieniowania X w radioterapii indeks jakości można wyznaczyć dwoma sposobami, co zilustrowano na rysunku II.17.



Rysunek II.17. Dwa sposoby określania jakości wiązki promieniowania X: jako iloraz wartości TPR_{20}/TPR_{10} lub jako iloraz mocy dawki D_{20}/D_{10} . Dla sposobu z TPR pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$ określa się w izocentrum, SCD (ang. *Source to Chamber Distance* – odległość od źródła promieniowania do komory jonizacyjnej), natomiast dla ilorazu mocy dawek pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$ jest określone na powierzchni fantomu w odległości $SSD=100 \text{ cm}$. (Na podstawie ‘Dozymetrii promieniowania jonizującego’ W. Łobodziec Rozdział 4 [53]).

Obliczenia czasu napromieniania

Czas napromieniania wyznaczonego do terapii obszaru ściśle zależy od wydajności aparatu terapeutycznego oraz od głębokości na jakiej dany obszar się znajduje. Uwarunkowany jest również od odległości od źródła promieniowania, pola powierzchni wiązki stosowanej w terapii i szeregu innych czynników np. zastosowania osłon indywidualnych lub klinów modelujących wiązkę terapeutyczną. Wszystkie te zależności są wykorzystywane przez zaawansowane algorytmy obliczeniowe komputerowych systemów planowania leczenia w celu wykonania skomplikowanych obliczeń dla nowoczesnych technik terapeutycznych tj. planowanie z zastosowaniem kolimatorów wielolistkowych, planowanie technik *IMRT* czy *VMAT*. Istnieją jednak pewne ograniczenia tych systemów np. maksymalna

możliwa do wprowadzenia odległość terapeutyczna SSD . W przypadku planowania niekonwencjonalnych pól terapeutycznych stosowanych z dużej odległości SSD w obliczeniach czasów napromieniania należy skorzystać z zależności parametrów stosowanej wiązki, które wymieniono powyżej, tj. moc dawki, profil wiązki promieniowania oraz współczynniki PDD i TPR . Pomiar mocy dawki wykonuje się w osi wiązki na głębokości 5 cm lub 10 cm (w zależności od jakości wiązki promieniowania) oraz dla pola otwartego o wymiarach $10 \times 10 \text{ cm}^2$ określonego na powierzchni fantomu. Odległość SSD źródła od powierzchni fantomu musi być taka, jaką stosuje się w radioterapii. Tak wyznaczoną moc dawki nazywamy mocą dawki standardowej MD_{ST} . Znając wartość mocy dawki standardowej dla pola $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na powierzchni fantomu, za pomocą współczynnika $q(a,b)$ można określić moc dawki $MD(a,b)$ dla innego dowolnego pola o bokach a i b określonego również na powierzchni fantomu za pomocą wzoru:

$$MD(a,b) = MD_{ST} \cdot q(a,b). \quad (II.14)$$

Współczynnik $q(a,b)$ określa wpływ promieniowania rozproszonego w fantomie i w kolimatorach wiązki. Gdy stosunek boku dłuższego do krótszego nie jest większy niż 2, wówczas współczynnik pola $q(a,b)$ dla danego urządzenia radioterapeutycznego można wyrazić za pomocą funkcji pola napromieniania S w cm^2 jako $q(S)$.

Moc dawki $MD(d,S)$, na dowolnej głębokości d w fantomie w osi wiązki promieniowania X i dla pola napromieniania S na powierzchni fantomu w ustalonej odległości SSD od źródła określa się za pomocą wzoru:

$$MD(d,S) = \frac{MD_{ST} \cdot q(S)}{PDD(10,S)} \cdot PDD(d,S), \quad (II.15)$$

gdzie $PDD(10,S)$ oraz $PDD(d,S)$ oznaczają odpowiednio procentowe dawki na głębokości równej 10 cm oraz danej głębokości d , wyznaczonych dla pola S określonego na powierzchni fantomu w ustalonej odległości SSD . Przyjmując podstawienie:

$$K(S) = \frac{q(S)}{PDD(10,S)}, \quad (II.16)$$

wzór II.15 można zapisać :

$$MD(d,S) = MD_{ST} \cdot K(S) \cdot PDD(d,S). \quad (II.17)$$

Z definicji mocy dawki $MD(d,S)$ można wyznaczyć czas napromieniania t , lub odpowiadającą mu liczbę jednostek monitorowych (LJM):

$$MD(d,S) = \frac{D(d,S)}{t}, \quad (II.18)$$

stąd t , lub LJM :

$$LJM = \frac{D(d,S)}{MD(d,S)}. \quad (II.19)$$

Podstawiając równanie II.17 powstaje zależność z której należy skorzystać przy obliczeniach czasu napromieniania w procedurze TBI:

$$LJM = \frac{D(d,S)}{MD_{ST} \cdot K(S) \cdot PDD(d,S)}. \quad (II.20)$$

II.4 Pomiary parametrów dozymetrycznych wiązek promieniowania X stosowanych w napromienianiu całego ciała TBI

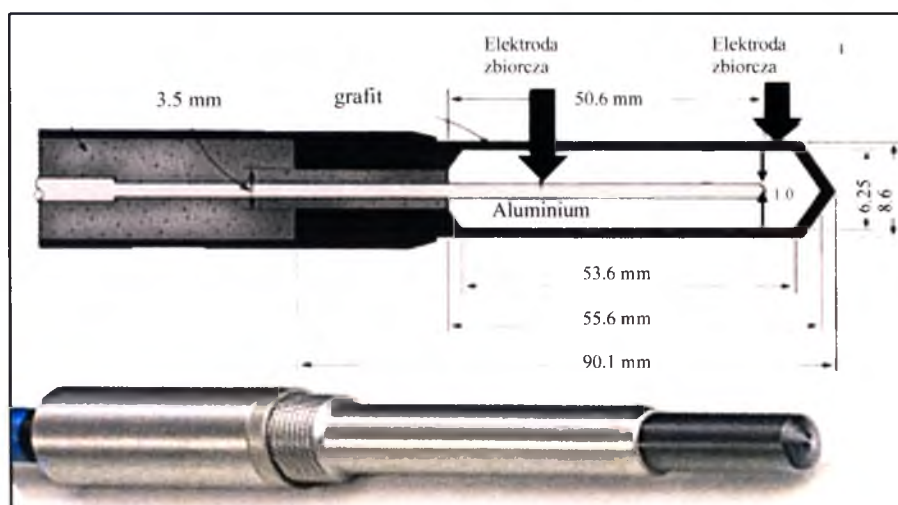
Stosowane w napromienianiu całego ciała pacjentów niestandardowe warunki wiązek wymagają szczegółowych pomiarów dozymetrycznych w tych właśnie warunkach, o czym wspomniano już wcześniej. Stopień jednorodności parametrów wiązki promieniowania maleje wraz ze wzrostem odległości terapeutycznej SSD [76]. Precyzyjne określenie dawki podawanej pacjentowi wiąże się z wyznaczeniem, oprócz współczynników korekcyjnych mających wpływ na dawkę, podstawowych parametrów wiązki terapeutycznej, takich jak PDD , profil wiązki promieniowania oraz wydajność aparatu terapeutycznego. Najczęściej na użytek radioterapii system dozymetrii oparty jest na detektorze jakim jest komora jonizacyjna typu *Farmer 0.6 cm³* niemieckiego producenta PTW z siedzibą we Freiburgu.

II.4.1 Komora jonizacyjna typu *Farmer 0.6 cm³* firmy PTW

Komora jonizacyjna typu *Farmer* to komora naparstkowa o objętości mierzącej 0.6 cm^3 . Zbudowana jest z dwóch elektrod z których jedną stanowi cienki cylindryczny naparstek wykonany z materiału o liczbie atomowej Z takiej jak powietrze, ale o większej gęstości (np. z grafitu). W ten sposób gruba warstwa powietrza zostaje w pewnym sensie „ściśnięta” do

cińkiej warstwy budującej ściankę komory jonizacyjnej. Ważną własnością materiału budującego elektrodę jest przewodzenie prądu elektrycznego. Drugą elektrodę stanowi przewodnik umieszczony w osi cylindrycznego naparstka. Wnętrze komory wypełnia powietrze o aktualnym ciśnieniu atmosferycznym. Do elektrod przykłada się napięcie o wartości zapewniającej zbieranie całego ładunku wytworzonego w komorze na skutek jonizacji. Jonizację powodują elektrony powstałe w naparstku komory w wyniku napromienienia jej promieniowaniem X lub γ . Grubość ścianki naparstka jest większa niż zasięg elektronów w naparstku, ponieważ jonizację komory powinny powodować jedynie elektrony powstałe w ściance naparstka. Dla promieniowania jonizującego wytwarzanego w akceleratorze na ściankę komory nakłada się kapturek o określonej grubości ścianki, w celu osiągnięcia efektu *build-up*. Grubość kapturka dobiera się tak, by elektrony powstałe w wyniku absorpcji fotonu na zewnętrznej powierzchni kapturka, mogły osiągnąć wnętrze komory i doprowadzić do jonizacji powietrza w środku komory jonizacyjnej.

Komora jonizacyjna przymocowana jest do sztywnego metalowego trzonu połączonego przewodem z elektrometrem znajdującym się w sterowni akceleratora. Elektrometr mierzy wartość jonizacji powstałej w komorze jonizacyjnej.



Rysunek II.18. Schemat budowy oraz fotografia naparstkowej komory jonizacyjnej typu *Farmer 0.6 cm³* (wymiały podano w milimetrach).

Podstawowym zadaniem dozymetrii promieniowania jonizującego jest wyznaczenie dawki promieniowania w warunkach referencyjnych, oraz kalibracja aparatów terapeutycznych, czyli powiązanie jednostek dawki Gy z jednostkami w jakich kalibrowane są akceleratory medyczne (*Monitor Units / Liczba Jednostek Monitorowych – MU/LJM*) lub z czasem t wyrażonym w minutach. Sposób określenia dawki w wodzie, w warunkach

referencyjnych dla wiązki fotonów (o energii 1 - 50 MV), zawiera raport IAEA, TRS numer 398 [63]. Warunki referencyjne dla określenia dawki w wodzie zamieszczono w tabeli II.2.

Tabela II.2. Warunki referencyjne dla określenia dawki w wodzie; (na podstawie tabeli numer 13 z TRS nr 398 [63]).

Material fantomu	woda
Typ komory	cyldryczna
Głębokość pomiaru, d_{ref}	dla $TPR_{20,10} < 0.7$ $d_{ref} = 5\text{g/cm}^2$ lub 10g/cm^2 dla $TPR_{20,10} > 0.7$
Punkt referencyjny komory jonizacyjnej	na osi komory, w środku objętości czynnej
Położenie punktu pomiarowego	na głębokości pomiarowej d_{ref}
SSD lub SCD	100 cm
Wielkość pola	10 x 10 cm ²

W tabeli II.2 skróty oznaczają odpowiednio:

SSD (ang. *Source Surface Distance*) - odległość od źródła do powierzchni fantomu,

SCD (ang. *Source Chamber Distance*) - odległość od źródła do punktu referencyjnego komory jonizacyjnej¹⁶.

Dawka na głębokości referencyjnej d_{ref} wyznaczana jest na podstawie wzoru:

$$D_{W,Q}[\text{cGy}] = N_{D,W} \cdot k_Q \cdot M_Q .$$

(II.21)

We wzorze (II.21):

$N_{D,W}$ - to współczynnik dawki pochłoniętej w wodzie dla jakości promieniowania wzorcowego Q (Q – oznacza wzorcowe promieniowanie pochodzące z wiązki ^{60}Co); wartość podana w świadectwie wzorcowania komory jonizacyjnej; jednostką jest [cGy/dz] lub [cGy/nC].

k_Q - (zależne od typu komory, $TPR_{20,10}$) - to współczynnik korekcyjny zależny od typu komory jonizacyjnej, uwzględniający różnicę jakości wiązki użytkownika i wiązki wzorcowej użytej do wzorcowania komory Q (Q – wiązka ^{60}Co), (tabela 14, TRS nr 398 [42])

¹⁶ Punkt referencyjny komory jonizacyjnej – jest to punkt zlokalizowany na osi komory jednocześnie w połowie długości naparstka tej komory.

M_Q - (jednostka miary to [dz] lub [nC]) stanowi odczyt dawkomierza W_Q [dz] lub [nC] na głębokości d_{ref} poprawiony ze względu na temperaturę (T [°C]) i ciśnienie (p [hPa]):

$$k_{p,T} = \frac{[(273.2+T) \cdot 1013]}{293.2 \cdot p}, \quad (11.22)$$

oraz na efekt polaryzacji:

$$k_{pol} = \frac{(|M_+| + |M_-|)}{2M}, \quad (11.23)$$

gdzie M_+ i M_- to odczyty dawkomierza dla polaryzacji odpowiednio dodatniej i ujemnej, z kolei M odczyt dawkomierza dla polaryzacji pracy (dodatniej lub ujemnej);

i zjawisko rekombinacji:

$$k_s = a_0 + a_1 \cdot \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \cdot \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2. \quad (11.24)$$

W formule (11.24) wartości M_1 i M_2 stanowią odczyty dawkomierza dla napięcia polaryzacji odpowiednio V_1 i V_2 (tzw. metoda dwóch napięć), natomiast współczynniki a_i są stabelaryzowanymi stałymi dla danej wiązki (wg raportu TRS nr 398 strona 52 IAEA).

Na bazie powyższych zależności można zapisać że:

$$M_Q = W_Q \cdot k_{p,T} \cdot k_{pol} \cdot k_s. \quad (11.25)$$

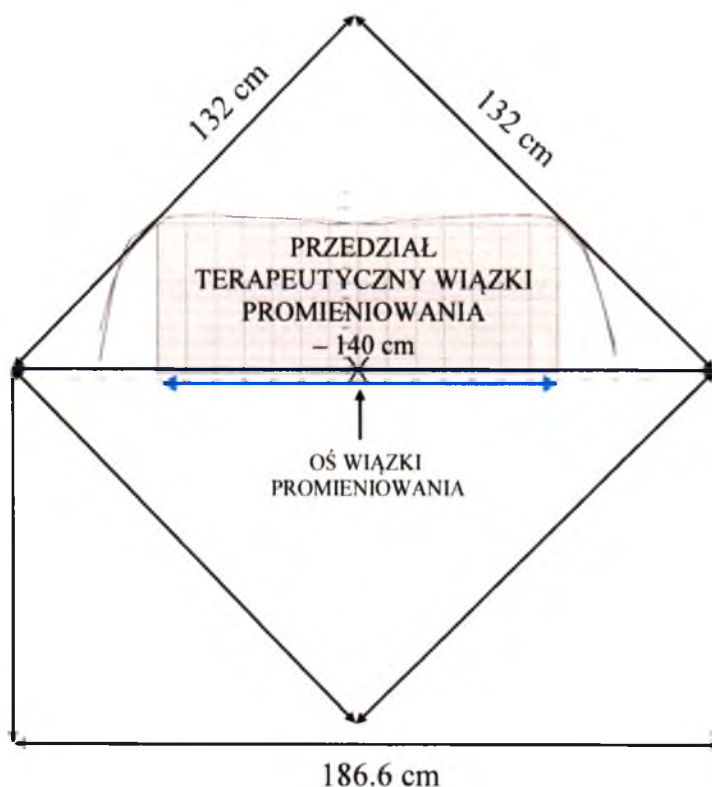
Pomiar dawki w wodzie zwykle wykonuje się w przedziale czasu odpowiadającym liczbie 100 JM, wówczas mówimy o mocy dawki akceleratora. Jednostką odczytanych wskazań wartości M_Q (wzór 11.21 i 11.25) z komory jonizacyjnej jest [nC/100JM] lub [dz/100JM].

II.4.2 Profil wiązki promieniowania dla pól bocznych – parametr pozaosiowy

Profilem wiązki promieniowania nazywa się krzywą zmierzoną na głębokości d w fantomie wodnym stanowiącą względny rozkład mocy dawki wiązki promieniowania w stosunku do wartości mocy dawki w osi wiązki. Krzywa profilu zależy od wielkości pola S , odległości SSD oraz położenia prostej wzdłuż której dokonywany jest pomiar. Profil

wiązki określa się dla danego urządzenia radioterapeutycznego a wielkość pola promieniowania definiowana jest przez izodozę o wartości równej 50%. Na krzywej profilu przedział terapeutyczny stanowi obszar jednorodnej wysokiej dawki D , takiej że $90\% - 95\% < D < 100\%$ (rysunek II.20).

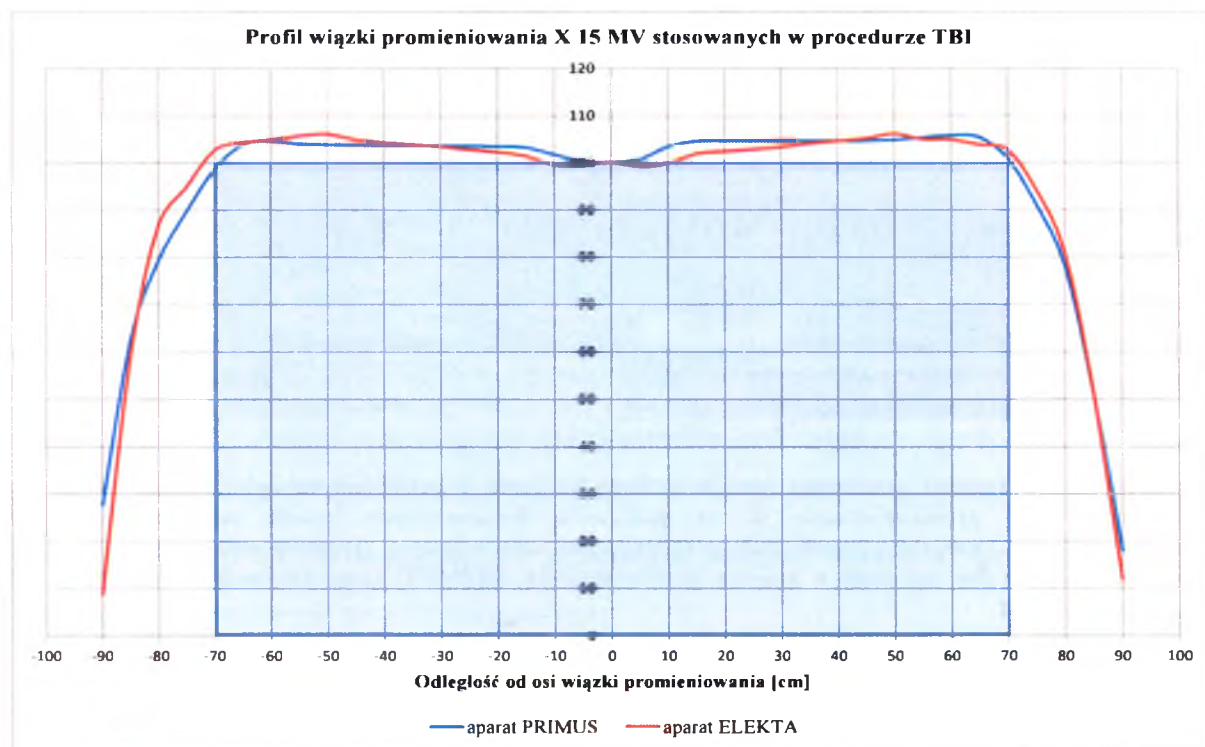
Profile wiązek promieniowania X o energii maksymalnej 15 MV stosowanych w TBI zostały wyznaczone zarówno dla aparatu terapeutycznego firmy ELEKTA oraz aparatu firmy SIEMENS. Pomiary wykonywano komorą jonizacyjną PTW typu Farmer 0.6 cm^3 w fantomie wodnym w odległości $SSD=330\text{ cm}$ od bocznej powierzchni fantomu. Głębokość pomiaru $d = 10\text{ cm}$ (łącznie ze ścianą boczną fantomu), w warunkach pełnej równowagi elektronowej. Pole promieniowania określone w izocentrum ($SSD=100\text{ cm}$) miało wymiary $40 \times 40\text{ cm}^2$. Taka geometria pola promieniowania w rezultacie w odległości $SSD=330\text{ cm}$ daje pole promieniowania o wymiarach $132 \times 132\text{ cm}^2$. Kąt ramienia akceleratora w pozycji terapeutycznej wynosił 90° . Kolimator akceleratora ustawiony pod kątem 45° pozwala na uzyskanie przedziału terapeutycznego na długości równej 140 cm . Przedział terapeutyczny pola promieniowania wiązki na potrzeby TBI typowo obejmuje izodoza 90%. Rysunek II.19 ilustruje schemat ustawień parametrów geometrycznych wiązki z odległości $SSD=330\text{ cm}$ dla bocznej wiązki promieniowania X.



Rysunek II.19. Schemat geometrii pola stosowanej wiązki bocznej promieniowania X o energii 15 MV - widok okiem wiązki BEV.

Dla przyjętego przedziału terapeutycznego wiązki odpowiadającego wartości izodozy równej 100% długość pola napromieniania, zaznaczonego na rysunku II.19 jako jasnoniebieski prostokąt wynosi 140 cm. Dla zobrazowania naniesiono linie profilu wiązki bocznej dla stosowanych akceleratorów (patrz rysunek II.20).

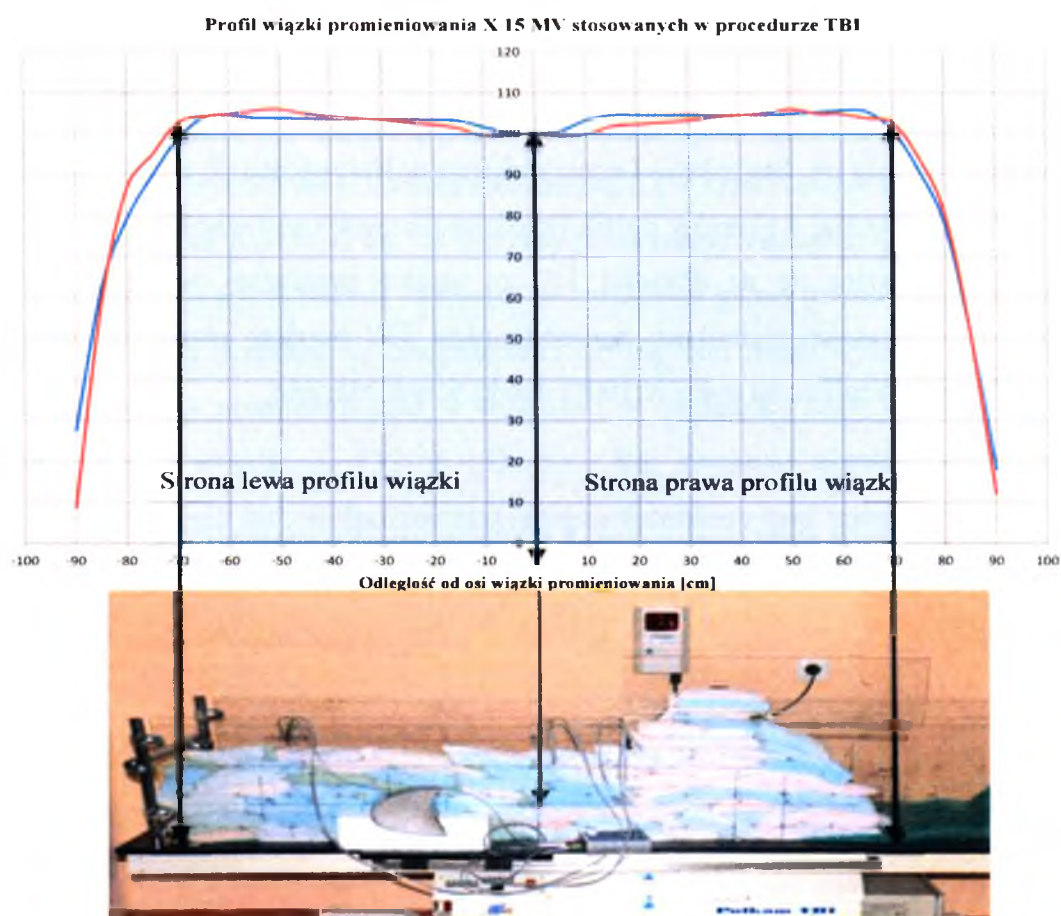
Rysunek II.20 przedstawia otrzymane na drodze pomiarów dozymetrycznych kształty profili różnych wiązek promieniowania stosowanych w procedurze TBI w Zakładzie Radioterapii Szpitala im. Stanisława Leszczyńskiego w Katowicach. Z otrzymanych poprzez pomiary dozymetryczne wykresów profili przedział terapeutyczny wiązki określony poprzez izodozy 90% zawiera się na długości 150 cm wzdłuż przekątnej pola promieniowania. Jednak w opracowanych technikach napromieniania TBI przyjęto przedział terapeutyczny równy 140 cm ze względu na wartość 100% dawki w tym zakresie.



Rysunek II.20. Profile bocznych wiązek promieniowania X_{15MV} aparatów *ELEKTA* oraz *PRIMUS* stosowanych w procedurze napromieniania całego ciała. Wartości wyznaczone poprzez pomiar w fantomie wodnym na głębokości $d=10$ cm i znormalizowane do maksymalnej wartości otrzymanej w osi wiązki promieniowania. Na wykresie kolorem jasnoniebieskim zaznaczono pod krzywymi pole, które stanowi przedział terapeutyczny wiązki bocznej określonej z odległości $SSD=330$ cm.

Zalecana wartość płaskości profilu wiązki powinna zawierać się w przedziale $\pm 10\%$ wartości maksymalnej określonej w osi wiązki promieniowania [6]. Warunek ten spełniony jest dla obydwu stosowanych wiązek promieniowania.

Rysunek II.21 ilustruje sposób ułożenia pacjenta w polu promieniowania w opisywanym zakresie terapeutycznym wiązki bocznej.

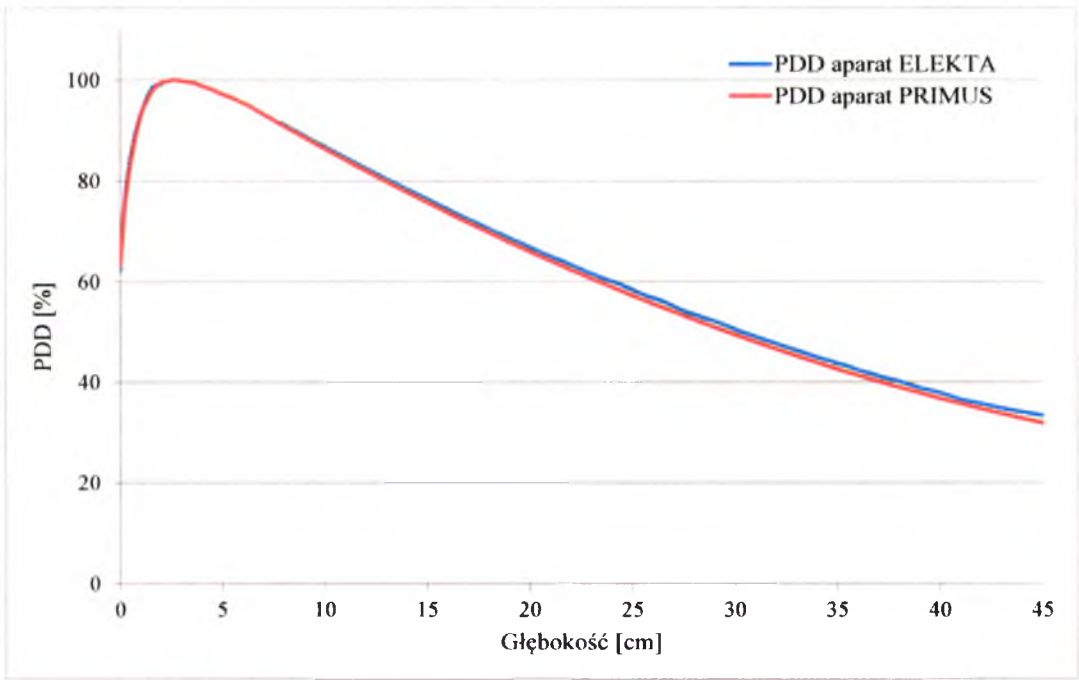


Rysunek II.21. Rysunek prezentuje sposób ułożenia pacjenta w przedziale terapeutycznym stosowanej bocznej wiązki promieniowania X na podstawie wyznaczonych profili stosowanych wiązek promieniowania. Fotografia przedstawia pacjenta ułożonego w pozycji terapeutycznej i przygotowanego do ekspozycji. Kolor niebieski – krzywa profilu aparatu *PRIMUS*, kolor czerwony – krzywa profilu aparatu *ELEKTA*.

II.4.3 PDD dla bocznych pól promieniowania

Na rysunku II.22 zamieszczono wykres otrzymanych z pomiarów w fantomie wodnym (*Blue Phantom2* firmy Iba) spadków mocy dawki wraz z głębokością dla aparatu *ELEKTA* Synergy Platform firmy Elekta oraz *PRIMUS* firmy Siemens. Pomiarzy wykonano w osi wiązki promieniowania dla stosowanego w *TBI* promieniowania X_{15MV} i pola promieniowania $40 \times 40 \text{ cm}^2$ określonego w izocentrum. Głębokość dawki maksymalnej d_{max} wymienionych parametrów wiązki promieniowania jest równa (dla obydwu analizowanych przypadków) $d_{max} = 2.6 \text{ cm}$. Wielkość pola promieniowania na powierzchni bocznej fantomu wodnego

w odległości $SSD=330\text{ cm}$ wynosi $132 \times 132\text{ cm}^2$, kąt ramienia akceleratora w pozycji terapeutycznej wynosi 90° , natomiast kolimator akceleratora ustawiono pod kątem 45° .

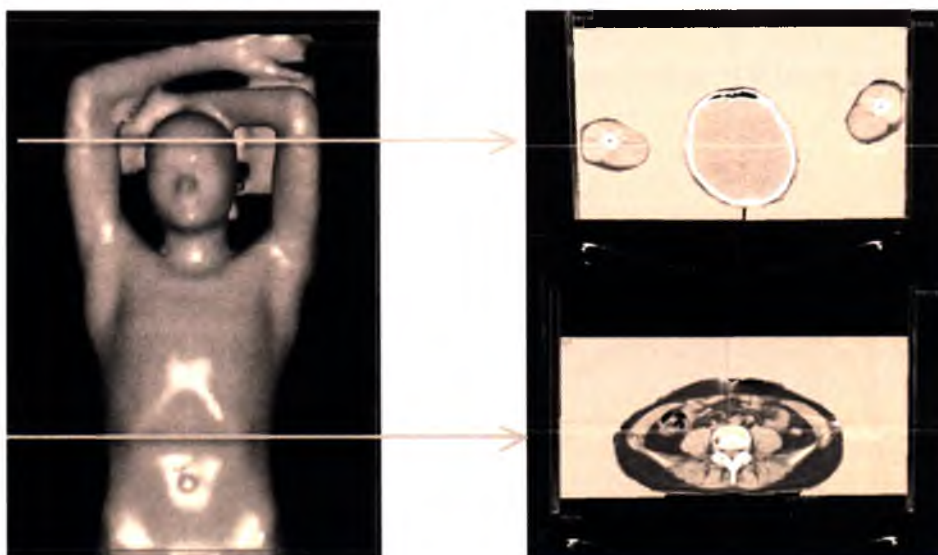


Rysunek II.22. Wykres uzyskanych w wyniku pomiarów w fantomie wodnym wartości znormalizowanych procentowych mocy dawki PDD wraz z głębokością d dla stosowanych w TBI akceleratorów *ELEKTA* oraz *PRIMUS*.

W obszarze narastania dawki maksymalna różnica procentowa pomiędzy parametrami PDD wiązki dla dwóch stosowanych akceleratorów obliczona ze wzoru (II.26) wynosi $\Delta\% = 1.2\%$ ($d=7\text{mm}$), natomiast na głębokości $d > d_{max}$ maksymalna różnica procentowa wynosi $\Delta\% = (-)3.68\%$ i występuje na głębokości powyżej 40 cm w fantomie wodnym. Wartość $\Delta\%$ oszacowano na podstawie wzoru:

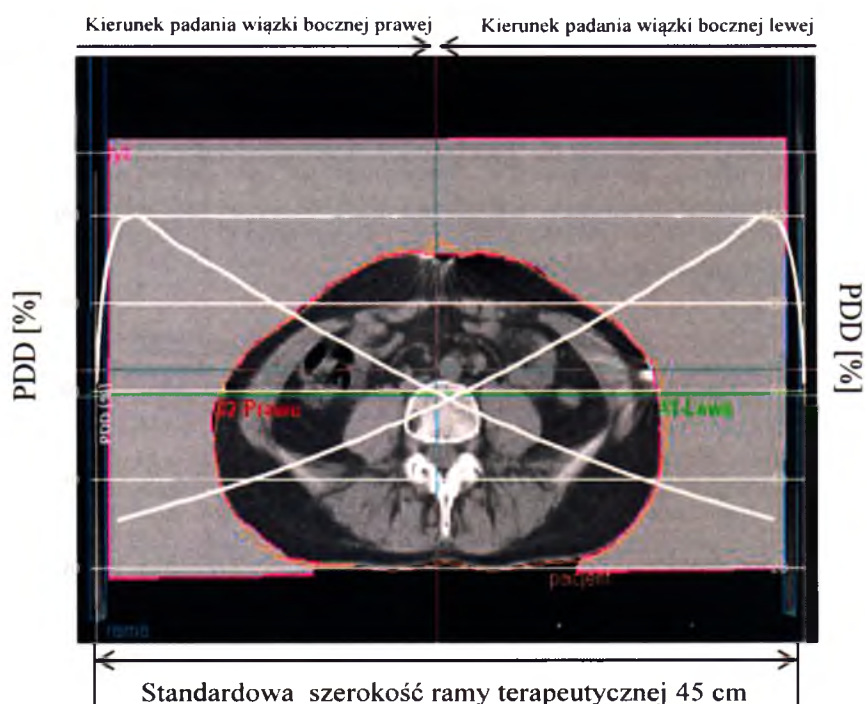
$$\Delta\% = \frac{(PDD(d,S)_{Elekt} - PDD(d,S)_{Primus}) \cdot 100\%}{PDD(d,S)_{Primus}} \tag{II.26}$$

Stosowanie naprzeciwnych pól bocznych wymaga dodania do siebie, w celu otrzymania rozkładu dawki w ciele pacjenta, wartości PDD dla wiązek promieniowania X padających na pacjenta z kierunków naprzeciwnych, w każdym miejscu gdzie wyznaczamy dawkę (dla każdego obrazu poprzecznego). Rysunek II.23 wizualizuje uzyskane w *SPL Oncentra MasterPlan* obrazy poprzeczne okolicy ramion i głowy pacjenta oraz okolicy punktu centrowania wiązki bocznej.



Rysunek 11.23. Widok obrazów poprzecznych okolicy punktu centrowania wiązki PC oraz głowy pacjenta uzyskanych w Systemie Planowania Leczenia (SPL) Oncentra MasterPlan. Na zdjęciach poprzecznych po stronie prawej kolor szary prezentuje sposób wypełnienia ramy terapeutycznej stosowanym bolusem.

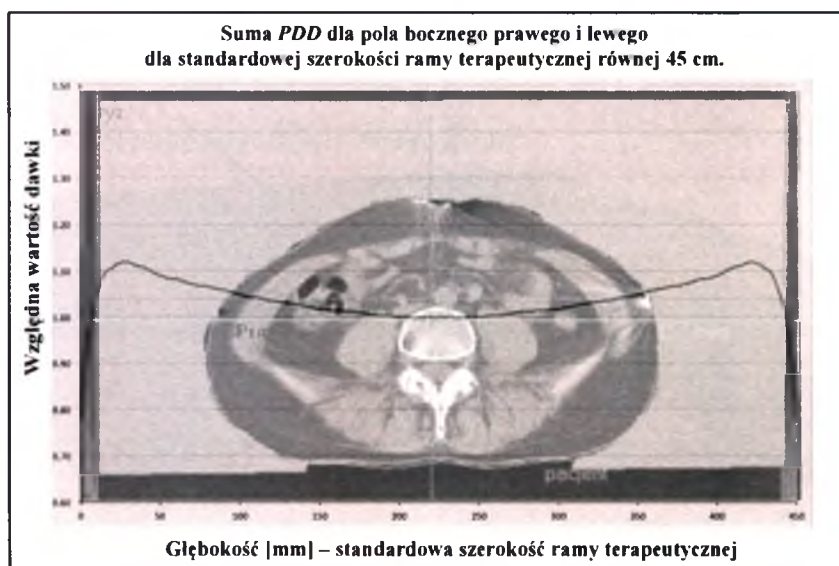
Rysunek 11.24 wizualizuje w jaki sposób promieniowanie X, wnikając w ciało pacjenta, buduje dawkę w obszarze objętym polem promieniowania, działając zarówno ze strony lewej jak i ze strony prawej pacjenta. Przedstawiony efekt zachodzi na całej długości pola promieniowania, zarówno dla naprzeciwległych pól bocznych jak i dla grupy par pól AP/PA (przednio- tylnych/tylno-przednich) stosowanych w technice I.



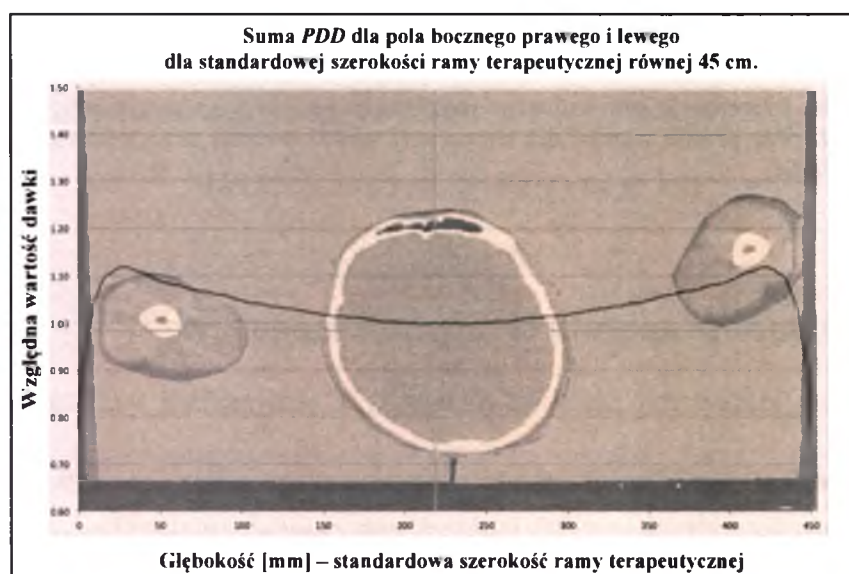
Rysunek 11.24. Wirtualna symulacja rozkładu procentowej dawki $PDD(d,S,330)$ wraz z głębokością wnikania w ciało napromienianego pacjenta przy ekspozycji na pola boczne prawe i lewe o polu powierzchni S i z odległości $SSD=330$ cm – okolica Punktu Centrowania (PC).

Suma wartości dawek *PDD* z obu kierunków jest znormalizowana do wartości maksymalnej w osi pacjenta, czyli do wartości na głębokości $d=22.5$ cm. Rysunki II.25a i II.25b pozwalają zauważyć, że brzegowe wartości dawek osiągają maksymalną wartość 112% (względna wartość dawki równa 1.12) w stosunku do wartości dawki planowanej w osi symetrii pacjenta. W obszarze *PC* czy też w rejonie klatki piersiowej, wartości podwyższonej dawki powstają w przestrzeni zajmowanej przez bolus, lecz w przypadku obszaru ramion i głowy występowanie tego efektu wzrostu dawki powstaje w pobliżu ramy terapeutycznej (na głębokości 5 cm z każdej ze stron) i może wpływać na otrzymane wartości dawki promieniowania (rysunek II.25 a) oraz rysunek II.25 b)).

a)

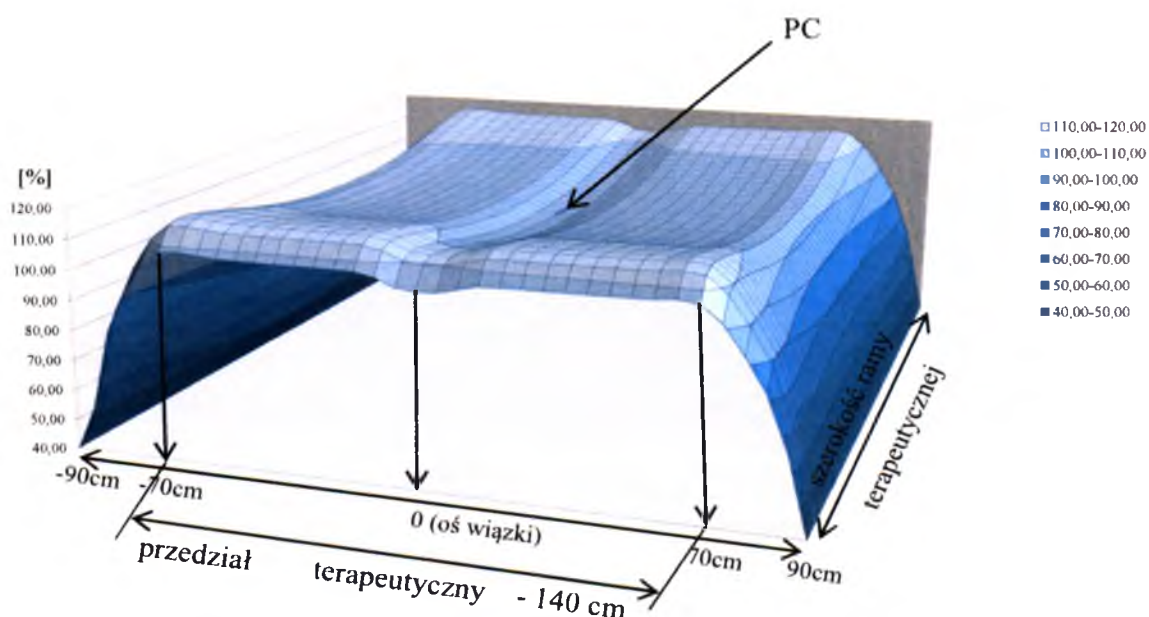


b)



Rysunek II.25 a) i b). Prezentacja sumy wartości *PDD* ($d, S, 330$) ze strony prawej i lewej napromieniania w obszarze jamy brzusznej – rysunek a) oraz w okolicy ramion i głowy pacjenta – rysunek b).

Celem zilustrowania przestrzennego procentowego rozkładu dawek dla stosowanych bocznych wiązek promieniowania X_{15MV} , zamieszczono na rysunku II.26 wykres procentowego rozkładu wartości dawek, stanowiących sumę zmierzonego profilu wiązki promieniowania X_{15MV} oraz procentowych dawek PDD (dla aparatu *ELEKTA*). Suma pomiarowych wartości parametrów wiązki (profilu i PDD) została znormalizowana do wartości otrzymanej w punkcie leżącym w osi wiązki promieniowania, na głębokości położenia punktu *PC* pacjenta. Punkt ten określa 100% dawki planowanej. Dla stosowanych pól bocznych, realizowanych zarówno przy użyciu akceleratora *ELEKTA* jak i akceleratora *PRIMUS*, maksymalna wartość dawki w prezentowanym obszarze terapeutycznym (II.26) może osiągnąć 117% wartości dawki planowanej na punkt *PC*.



Rysunek II.26. Prezentacja procentowego rozkładu przestrzennego otrzymanych wartości dawek (suma wartości PDD oraz profilu wiązki) dla stosowanej wiązki bocznej promieniowania X_{15MV} - przykład dla aparatu *ELEKTA*.

II.4.4 Wydajność aparatu terapeutycznego

Określenie wydajności aparatu terapeutycznego generującego wiązkę promieniowania X jest wykonywane bezpośrednio przed terapią pacjenta w celu precyzyjnego wyznaczenia czasu napromieniania, zarówno dla bocznych wiązek promieniowania X jak również dla wiązek przednio – tylnych *AP/PA*. Pomiar mocy dawki aparatu wykonuje się dla warunków napromieniania danej frakcji *TBI*. Ze względu na wartość jakości wiązki stosowanego

promieniowania X - QI , wynoszącej dla akceleratora firmy Elekta $QI = 0.762$ oraz dla akceleratora firmy Siemens $QI = 0.749$, głębokość pomiaru mocy dawki wynosi $d_{ref} = 10$ cm (zgodnie z Raportem TRS-398 IAEA [63]). Na wydajność akceleratora mają wpływ zarówno parametry związane z czynnikami zewnętrznymi takimi jak aktualna temperatura powietrza, ciśnienie atmosferyczne i wilgotność powietrza, jak również czynniki związane z samym aparatem, jego stabilnością i zużyciem podzespołów generujących promieniowanie. Z tego względu wraz z upływem czasu na skutek zużycia czy też wymiany poszczególnych części wchodzących w skład akceleratora, jego wydajność może się nieznacznie zmienić.

Moc dawki poszczególnych akceleratorów oszacowano na podstawie pomiarów komorą jonizacyjną według wzoru (II.18) oraz wzoru (II.21). Stosowana w napromienianiu *TBI* moc dawki promieniowania równa $MD = 50$ [JM/min] odpowiada w przypadku bocznych pól terapeutycznych wielkościom:

$$MD_{Primus}(10, S, 330) = 4.3[cGy/min], \quad (II.27)$$

$$MD_{Elekta}(10, S, 330) = 6.5[cGy/min]. \quad (II.28)$$

Dla techniki wykorzystującej metodę I z polami przednio tylnymi stosowanej tylko przy zastosowaniu akceleratora *PRIMUS*, zmierzona w fantomie wodnym w warunkach napromieniania moc dawki wynosiła:

$$MD_{Primus}(10, S, 135) = 23.6[cGy/min]. \quad (II.29)$$

Na podstawie opisu pomiaru dawki i wyznaczania jej wartości w rozdziale II.4 moc dawki wykorzystywanych akceleratorów określono ze wzoru:

$$MD(10, S, SSD) = M \cdot N_{D,W} \cdot k_{p,T} \cdot k_Q. \quad (II.30)$$

We wzorze (II.30):

M - to wskazania komory jonizacyjnej z poprawką na efekt polaryzacji i rekombinacji [nC/100JM],

$N_{D,W}$ - współczynnik kalibracyjny komory jonizacyjnej [cGy/nC]; dla stosowanej komory jonizacyjnej *Farmer0.6 cm³* nr 1442, $N_{D,W} = 4.794$ [cGy/nC],

k_Q - (zależne od typu komory, $TPR_{20,10}$) - współczynnik korekcyjny zależny od typu komory jonizacyjnej, uwzględniający różnicę jakości wiązki użytkownika i wiązki użytej

do wzorcowania komory Q (Q – wiązka ^{60}Co); dla stosowanej komory *Farmer* 0.6 cm^3 nr 1442 i parametrów wiązki promieniowania $X_{15\text{MV}}$, $k_Q = 0.980$,

$k_{p,T}$ – współczynnik korekcyjny związany z aktualną temperaturą otoczenia oraz ciśnieniem atmosferycznym (zgodnie ze wzorem (II.22)).

Moc dawki dla każdego z akceleratorów wyznaczono na podstawie pomiarów komorą jonizacyjną wg wzorów (II.18) oraz (II.21).

II.5 Zestaw *Polkam TBI*

Opracowany i zaprojektowany przez zespół fizyków Zakładu Radioterapii Szpitala im. Stanisława Leszczyńskiego w Katowicach zestaw o nazwie *Polkam TBI* (rysunek II.27), powstał w Zakładzie Aparatury Jądrowej Instytutu Problemów Jądrowych Otwock-Świerk. W wykonaniu uwzględniono ustawę o wyrobach medycznych z dnia 20 kwietnia 2004r. Jest to innowacyjne urządzenie uhonorowane w dniu 9 czerwca 2008 roku nagrodą „Teraz Polska”.



Rysunek II.27. Zestaw *Polkam TBI*

Zestaw *Polkam TBI* składa się z trzech następujących podzespołów:

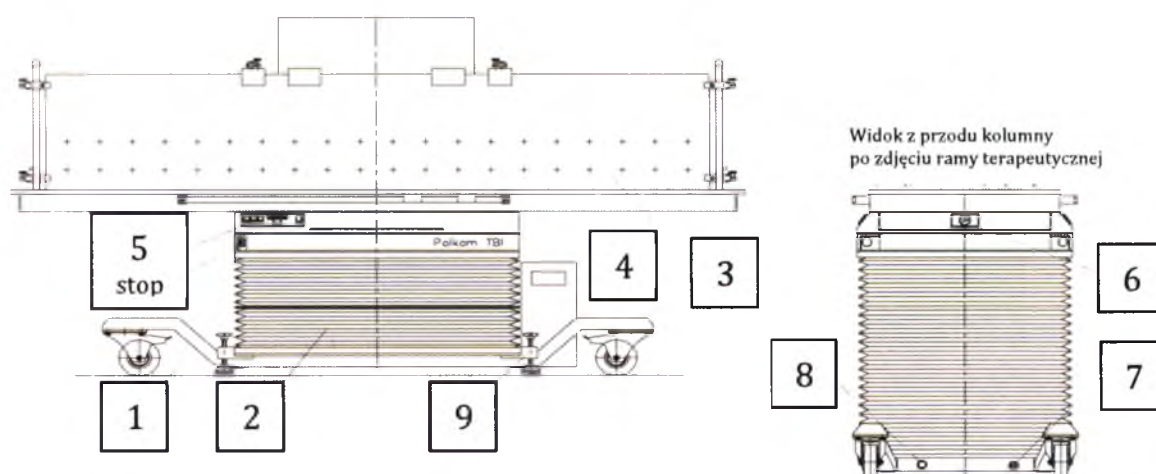
- Mobilny stół terapeutyczny (podstawa jezdna wraz z kolumną),
- Rama terapeutyczna wraz ze zdejmowalnymi elementami ruchomymi,
- Strzałkowy centrator laserowy.

II.5.1 Mobilny stół terapeutyczny

Stół terapeutyczny przeznaczony jest do ułożenia pacjenta w trakcie napromieniania całego ciała. Przystosowany został do współpracy z medycznymi akceleratorami liniowymi. Stół terapeutyczny zestawu *Polkam TBI* – jest mobilny. Stół można przemieszczać i wykorzystywać w każdym pomieszczeniu aparatu terapeutycznego. Nominalne obciążenie stołu wynosi 135 kg.

Stół terapeutyczny jest urządzeniem jezdnym, wyposażonym w mechanizm pionowego i poziomego przesuwu blatu. Posiada także funkcję skrótu blatu w zakresie kąta $\pm 15^\circ$.

Układy sterowania elektrycznego przeznaczone są do zasilania napędu pionowego oraz wyboru jego prędkości. Elementy sterujące znajdują się po obu stronach blatu stołu.



Rysunek II.28. *Polkam TBI* – zestaw terapeutyczny-schemat. (Instrukcja używania stołu terapeutycznego *Polkam TBI* – Instytut Problemów Jądrowych Zakład Aparatury Medycznej [77]).

Stół terapeutyczny *Polkam TBI* (rysunek II.28) składa się z:

1. Podstawy jezdnej,
2. Kolumny z hydraulicznym układem podnoszenia w osi Z,
3. Ramy terapeutycznej,
4. Skrzynki elektrycznej przymocowanej do stołu,
5. Zespołów sterowniczych z przyciskami bezpieczeństwa stołu „STOP” umieszczonymi w górnej części kolumny po jej obu stronach,

6. Przycisku załączania/wyłączania zasilania stołu zainstalowanego z przodu kolumny w jej górnej części,
7. Przewodu zasilającego umiejscowionego w dolnej części kolumny,
8. Przycisku opuszczania blatu stołu w awaryjnym trybie pracy,
9. Wkręcanych nóżek do prawidłowego ustawienia stołu w pomieszczeniu terapeutycznym.

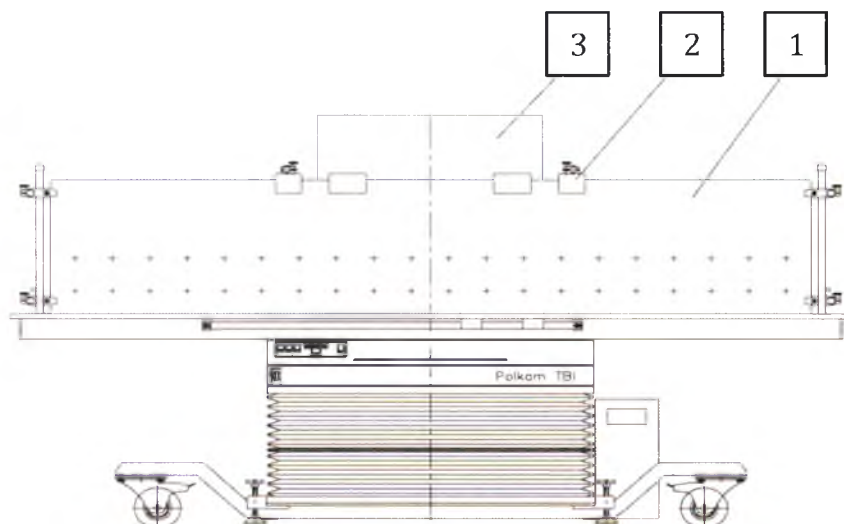
Blat stołu *Polkam TBI* dodatkowo wyposażony jest w ruchomy element umożliwiający precyzyjne i bezpieczne umieszczenie na nim osłony ograniczającej dawkę w płucach napromienianego pacjenta – w przypadku napromieniania wiązką boczną.



Rysunek II.29. Ruchomy element utrzymujący boczną osłonę na tkankę płucną wykonaną ze stopu Wood'a.

Na blacie stołu terapeutycznego zestawu *Polkam TBI* została naniesiona linia wzdłuż całej jego długości po obu stronach, która pomaga ustawić ramę terapeutyczną prostopadle do padającej wiązki promieniowania.

II.5.2 Rama terapeutyczna oraz jej elementy.



Rysunek II.30. Zdejmowalne elementy ruchome zestawu – schemat [77].

Rysunek II.30 przedstawia zdejmowalne elementy ruchome zestawu *Polkam TBI*. Są nimi:

1. Rama terapeutyczna,
2. Element stabilizujący ściany ramy terapeutycznej,
3. Nakładki na kolana.

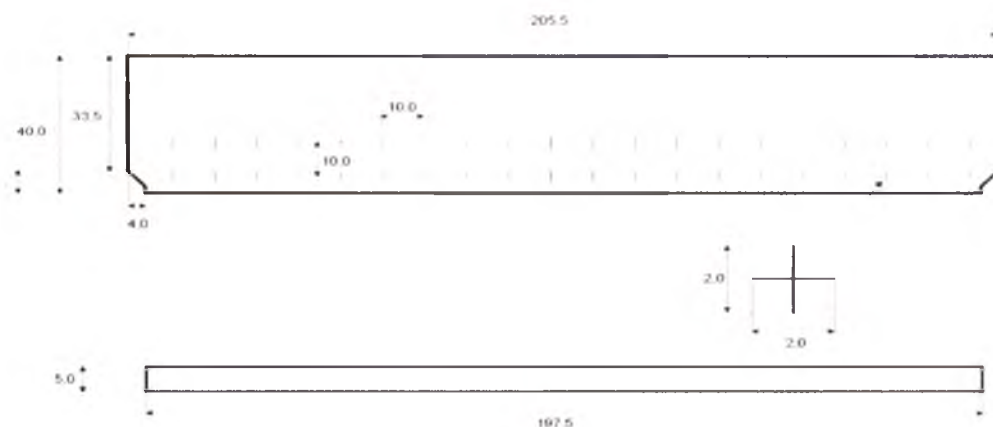
1. Rama terapeutyczna

Fotografię ramy terapeutycznej pokazano na rysunku II.31. Jest ona ustawiona na blacie stołu. Zaprojektowana została w taki sposób, by w pełni umożliwić prawidłowe i powtarzalne ułożenie pacjenta w polu promieniowania. Rama terapeutyczna zestawu *Polkam TBI* jest układem dwóch płyt z plexiglasu o wymiarach 2060 mm x 400 mm i o grubości 10 mm. Płyty ramy ustawione są równolegle względem siebie i tak połączone, by możliwe było ustawianie dowolnej odległości pomiędzy nimi.



Rysunek II.31. Rama terapeutyczna – fotografia.

Na każdej z płyt naniesiono w dwóch rzędach 40 znaczników wykonanych z cyny, w odległości 100 mm od siebie, służących do dopasowania charakterystycznych punktów na ciele pacjenta, zaznaczonych podczas wykonywania topografii pacjenta z pomocą symulatora oraz tomografu komputerowego. Znaczniki na płytach służą także do weryfikacji poprawności ułożenia pacjenta podczas kolejnych frakcji jego napromieniania. Rysunek II.32 przedstawia schemat jednej ze ścian ramy terapeutycznej.



Rysunek II.32. Schemat bocznego rzutu ściany ramy terapeutycznej.

2. Element stabilizujący ściany ramy terapeutycznej

Rama wyposażona jest również w element spinający ściany (rysunek II.33), który stabilizuje ramę terapeutyczną oraz ma zapobiegać odkształcaniu się ścian po umieszczeniu w niej pacjenta i wypełnieniu wolnych przestrzeni między ciałem pacjenta a ścianami ramy bolusem. Element stabilizujący utrzymuje ustaloną odległość ścian ramy od siebie na całej jej długości.



Rysunek II.33. Element stabilizujący ściany ramy terapeutycznej.

Ramę terapeutyczną można zdejmować z blatu stołu zestawu *Polkam TBI* i zastosować do pozycjonowania chorego podczas napromieniania we frakcjach przednio – tylnych (*AP/PA*). W tym przypadku ramę terapeutyczną ustawia się na stole terapeutycznym akceleratora.

3. Nakładki na kolana

We frakcjach, w których pacjenta napromienia się z boku (leży on na plecach z ugiętymi kolanami), kolana dorosłego pacjenta wystają poza ściany łóżka. Zatem ramę terapeutyczną wyposażono w łatwo zdejmowane nakładki zasłaniające kolana chorego podczas napromieniania (rysunek II.34), które mają na celu wytworzenie efektu *build-up* w miejscu ich zamontowania. W przypadku napromieniania dziecka możliwe jest ułożenie pacjenta z wyprostowanymi kolanami, wówczas nakładek nie stosuje się.



Rysunek II.34. Wykonane z pleksiglasu zdejmowalne nakładki na kolana.

II.5.3 Strzałkowy centrator laserowy

Zamontowany na ścianie pomieszczenia aparatu terapeutycznego (rysunek II.35) strzałkowy centrator laserowy jako dodatkowe wyposażenie zestawu *Polkam TBI*, wskazuje zarówno odległość ściany ramy terapeutycznej od źródła wiązki promieniowania (*SSD*) jak i prostopadłość ułożenia ściany łóżka terapeutycznego względem osi wiązki promieniowania generowanego przez akcelerator. Standardowe, zamontowane na ścianach w pomieszczeniu

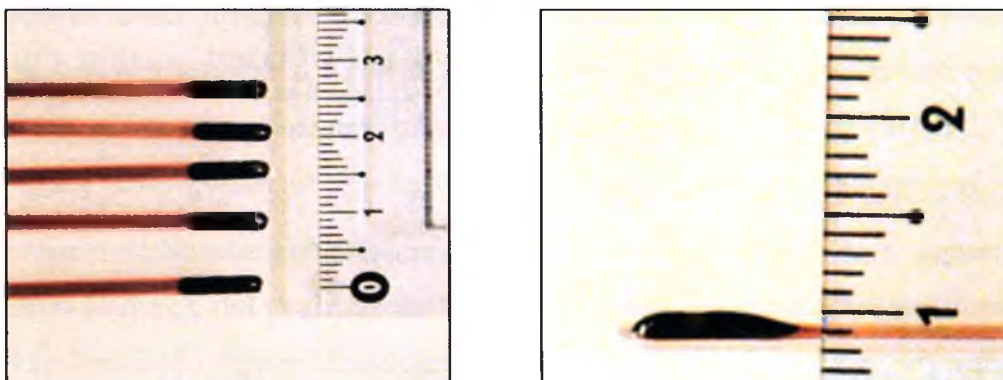
akceleratora centratory laserowe (czołowy i poprzeczny) wraz z centratorem laserowym zestawu *Polkam TBI* służą do prawidłowego ułożenia pacjenta w osi wiązki promieniowania .



Rysunek II.35. Strzałkowy centrator laserowy zestawu *Polkam TBI* wskazujący prostopadłość ułożenia stołu w stosunku do padającej wiązki oraz odległość ściany łóżka terapeutycznego od źródła promieniowania.

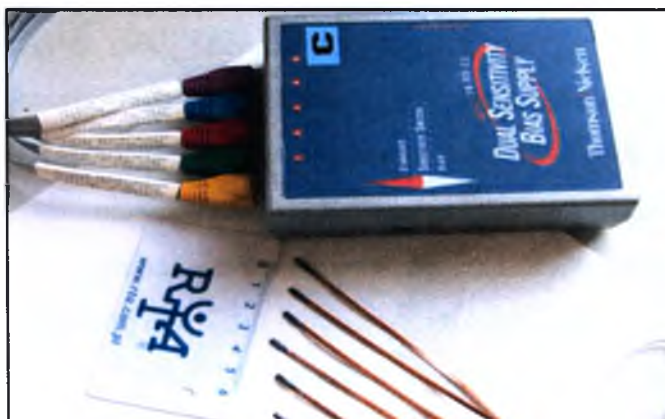
III. Detektory promieniowania typu *MOSFET* w dozymetrii *in vivo*

Opanowanie technologii wytwarzania miniaturowych krzemowych tranzystorów typu *MOSFET* (*Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor*) nastąpiło w początkach lat osiemdziesiątych. Ze względu na ich małe rozmiary zewnętrzne: 2 mm x 5 mm x 2 mm (podczas gdy objętość aktywna detektora jest mniejsza niż 1 mm³) oraz łatwy sposób użycia - od razu znalazły zastosowanie w medycynie do pomiaru *in vivo* dawki promieniowania (rysunek III.1). Detektor umieszczony jest na elastycznym 21-centymetrowym poliamidowym pasku z przewodem, o łącznej długości 180 cm, umożliwiającym podłączenie detektora do zasilacza (rysunek III.2).



Rysunek III.1. Fotografia prezentuje miniaturowe rozmiary detektorów typu *MOSFET*.

Zestaw pomiarowy firmy *Thompson & Nielsen* (aktualnie *BestMedical; Canada*), składa się z czytnika (model *TN-502RD-22*) oraz zestawu pięciu, oznaczonych osobnym numerem oraz kolorem, detektorów wpiętych do bazy i zasilanych baterią 9V.



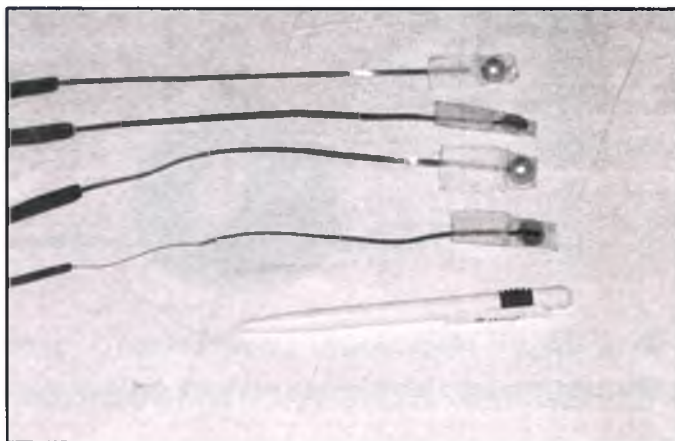
Rysunek III.2. Fotografia zestawu do dozymetrii *in vivo* – detektory *MOSFET* oraz zasilacz.

III.1 Budowa i zasada działania detektora *MOSFET*

Detektor *MOSFET* (*metal-tlenek-półprzewodnik*) jest elementem sterowanym napięciem doprowadzonym do elektrody - bramki, izolowanej od struktury głównej elementu. Pole elektryczne wytwarzane przez dodatnie napięcie bramki pobudza przepływ elektronów między warstwą n^+ źródła a warstwą n^- drenu. Bramka jest całkowicie izolowana elektrycznie przez warstwę dwutlenku krzemu (SiO_2). Na elektrody detektora podaje się różnicę napięć 20V (tzw. napięcie progowe). Detektory *MOSFET* bazują na pomiarze napięcia progowego, a właściwie jego zmiany pod wpływem działania promieniowania jonizującego. W wyniku działania promieniowania jonizującego w detektorze powstają nośniki ładunku elektrycznego w liczbie proporcjonalnej do pochłoniętej dawki promieniowania, które dochodząc do elektrod, zmniejszają różnicę napięć. Ta zmiana wartości różnicy napięć jest proporcjonalna do pochłoniętej dawki promieniowania. W zależności od rodzaju zasilacza dawka 1cGy powoduje zmniejszenie napięcia w detektorze o 1 mV lub w detektorze o wyższej czułości o 3 mV. Detektor *MOSFET* może skumulować dawkę promieniowania równą 200 Gy lub dla detektorów o wysokiej czułości równą 70 Gy, po czym staje się bezużyteczny [52].

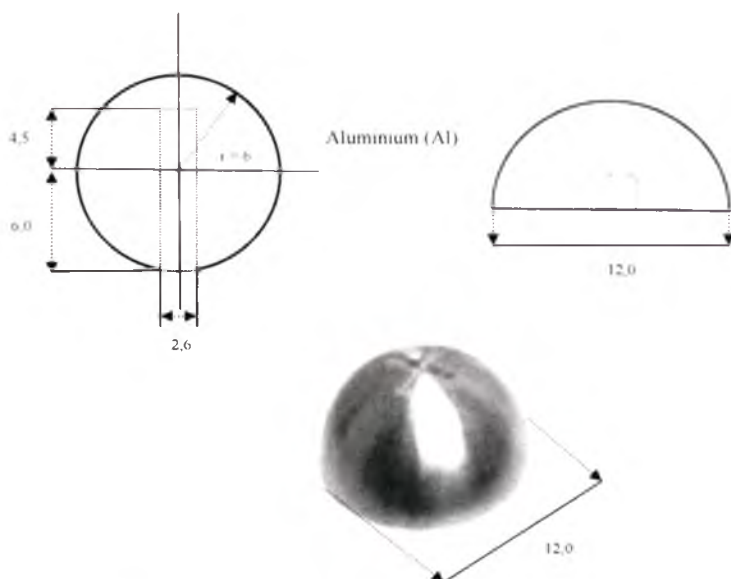
Procedury onkologiczne polegają na napromienianiu unieruchomionego pacjenta z użyciem fotonów o wysokiej energii (od 1 MeV do 20 MeV) lub z zastosowaniem wiązki elektronów (od 6 MeV do 20 MeV). W tych zakresach energii obserwowana zależność energetyczna nie przekracza 5%, a detektory *MOSFET* reagują identycznie zarówno na wiązkę elektronów jak i wiązkę fotonów. Fizyka dozymetrów *MOSFET* jest obecnie dobrze zrozumiana, dzięki czemu urządzenia te mogą być używane do wielu zastosowań w dozymetrii promieniowania jonizującego. Mały rozmiar i radio-przepuszczalność sprawiają, że urządzenie to jest doskonałym wyborem dla dozymetrii. Również mała zależność ich wskazań od energii, wysoka czułość i natychmiastowy odczyt dawki powodują, że detektory *MOSFET* są obecnie wykorzystywane jako dozymetry pomiaru dawki u pacjentów poddawanych radioterapii i są idealne do zastosowania w zaawansowanych aplikacjach w radioterapii [78-86]. Główną zaletą urządzeń *MOSFET* jest możliwość bezpośredniego odczytu dawki zaraz po napromienieniu detektora, a sygnał po napromienieniu detektora jest na stałe zapisany i nie zależy od wartości mocy dawki. Warstwa powierzchni czynnej detektora ma mniej niż 2 mm grubości. W przypadku pomiaru dawki na skórze, jak to ma miejsce w technice *TBI*, odczyt detektora przy odpowiedniej kalibracji jest adekwatny do otrzymanej dawki na skórze pacjenta. Dla dozymetrii pól

w terapii konwencjonalnej oraz do pomiaru dawki pól elektronowych w *TBI* by zmierzyć dawkę na głębokości d_{max} (gdzie jest ona określana w planie leczenia) wymagane jest zastosowanie specjalne wykonanych z aluminium nakładek na detektory tzw. nakładek *build-up* (rysunek III.3).



Rysunek III.3. Detektory *MOSFET* w zaprojektowanych nakładkach *build-up* wykonanych z aluminium na potrzeby pomiaru dawki *in vivo* dla pól elektronowych w technice *TBI*.

Do pomiaru dawki *in vivo* stosowanych energii elektronowych wykorzystano wykalibrowany detektor z nakładką wykonaną z aluminium. W trakcie napromieniania detektor typu *MOSFET* jest umieszczony w aluminiowej nakładce o parametrach koniecznych dla efektu „*build-up*”, zaprojektowanej specjalnie do tego celu i zapewniającej warunki równowagi elektronowej. Przygotowanie projektu i wykonanie nakładek zrealizowano we współpracy zespołu fizyków Zakładu Radioterapii Szpitala im. Stanisława Leszczyńskiego w Katowicach z pracownikami Akademii Górniczo – Hutniczej z Krakowa. Kształt i wymiary nakładek przedstawiono na rysunku III.4. Rysunek III.4 przedstawia również wykonaną w powiększeniu fotografię nakładki. Opisywana nakładka ma kształt półkuli o średnicy 12 mm. W podstawie nakładki znajduje się wyżłobienie o szerokości 2.6 mm, w którym umieszczany jest detektor *MOSFET* podczas pomiaru dawki. Materiałem, z którego przygotowano nakładki, jest aluminium. Pierwiastek ten posiada gęstość 2.72 razy większą niż woda (gęstość aluminium $\rho = 2720 \text{ kg/m}^3$, gęstość wody $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$), w związku z czym grubość nakładki aluminiowej stanowi ekwiwalent 2,0 cm wody.

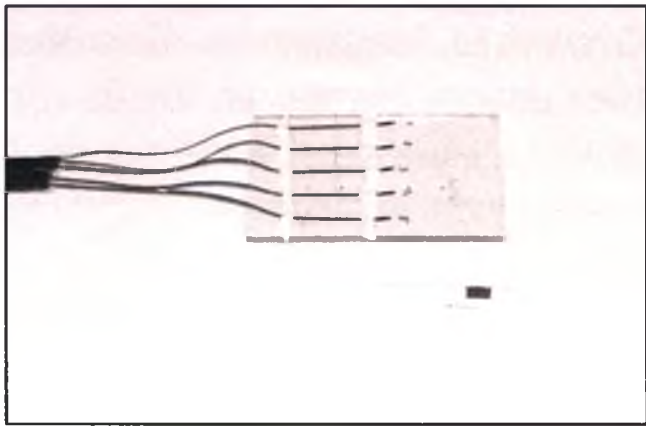


Rysunek III.4. Fotografia oraz rysunek aluminiowych nakładek *build-up* stosowanych przy pomiarze pól elektronowych.

Istotne cechy detektorów *MOSFET*, takie jak odpowiedź detektora w zależności od temperatury, całkowitej skumulowanej dawki (czyli stopnia zużycia) czy kąta padania promieniowania na detektor, można znaleźć w pracach [85,86].

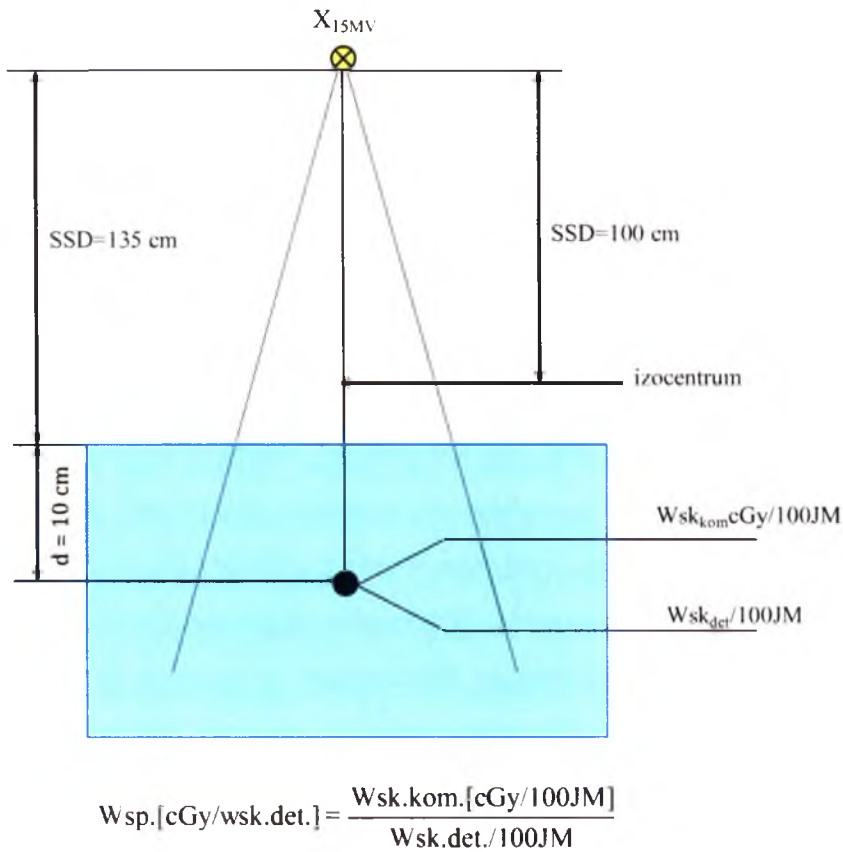
III.2 Kalibracja detektorów w fantomie wodnym

Kalibracja polega na określeniu współczynnika korekcji odczytu dawki poprzez porównanie wskazań detektorów *MOSFET* ze wskazaniami komory jonizacyjnej typu *Farmer* 0.6 cm^3 dla tych samych warunków napromieniania. W tym celu detektory umieszcza się na płytce wykonanej z akrylu wymiarach 10 cm x 15 cm i o grubości 0.5 cm. Detektory rozmieszcza się na płytce w równych odstępach (rysunek III.5), po czym tak przygotowany zestaw podłącza się do zasilacza i umieszcza w fantomie wodnym na głębokości $d = 10\text{ cm}$, a więc w warunkach wymaganej równowagi elektronowej.



Rysunek III.5. Rozmieszczenie detektorów MOSFET na płycie kalibracyjnej.

Warunki kalibracji: Promieniowanie X_{15MV} , pole 40 cm x 40 cm w izocentrum akceleratora ($SSD=100$ cm), moc dawki 50 JM/min, (co odpowiada 23,6 cGy/min), odległość źródła od powierzchni fantomu: $SSD = 135$ cm, głębokość pomiaru mocy dawki w fantomie $d = 10$ cm (rysunek III.6).



Rysunek III.6. Warunki kalibracji detektorów MOSFET dla pomiarów *in vivo* w procedurze TBI.

Tabela III.1 zawiera typowe dane pomiarowe i otrzymane współczynniki kalibracji dla poszczególnych detektorów. Jeżeli procentowe odchylenie standardowe (%SD) pomiarów jest $< 2.5\%$, wtedy przyjmujemy jedną, średnią wartość współczynnika dla całego zestawu pięciu detektorów. W przeciwnym przypadku wartość współczynnika kalibracji należy przyjąć oddzielnie dla każdego detektora.

Tabela III.1. Wartości współczynników kalibracji dla wzorcowej grupy detektorów *MOSFET*.

Numer detektora	Wskazania detektora/100JM	Średnie wskazania detektora/100JM	Wskazania komory [cGy/100JM]	Współczynnik [cGy/wsk.det.]
1	82,80,78	80	75	0.938
2	81,78,76	79	75	0.949
3	80,76,78	78	75	0.962
4	76,77,78	77	75	0.974
5	77,78,76	77	75	0.974

Jednym z ważniejszych parametrów detektorów *MOSFET* używanych do pomiaru dawki *in vivo* jest zależność ich wskazań od temperatury otaczającego je środowiska. Detektory *MOSFET* kalibruje się w wodzie o temperaturze pokojowej wynoszącej około $21-22\text{ }^{\circ}\text{C}$, podczas gdy temperatura ciała pacjenta mierzona na skórze mieści się w przedziale $28-32\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 0.5\text{ }^{\circ}\text{C}$. Z uwagi na ten fakt zaleca się uwzględnianie w określaniu dawki w pomiarach *in vivo* współczynnika temperaturowego.

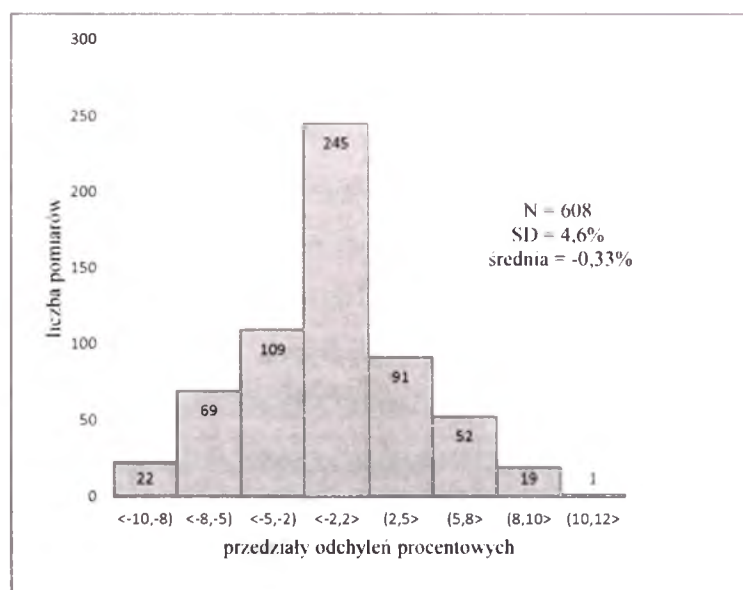
Pomiary przeprowadzono, umieszczając detektory w wodzie na głębokości dawki maksymalnej w odległości źródła do powierzchni wody (*SSD*) równej 100 cm . Pole napromieniania zdefiniowane w tej odległości wynosiło $10 \times 10\text{ cm}^2$. Ze względu na łatwość zmiany temperatury wody poprzez podgrzanie oraz możliwość jej stałej kontroli - w badaniu tej cechy detektorów zastosowano wodę. W tym celu temperaturę wody zmieniano w zakresie od $22\text{ }^{\circ}\text{C}$ – $42\text{ }^{\circ}\text{C}$. Dla promieniowania fotonowego w zakresie temperatur, dla których przeprowadzono doświadczenie, otrzymane wartości wskazań detektorów wykazują spadek ich czułości dochodzący do 9% na krańcach zakresu [85,86]. Przedział analizowanych temperatur określono na podstawie pomiarów temperatury na skórze pacjenta i oszacowano pomiędzy $28\text{ }^{\circ}\text{C}$ – $32\text{ }^{\circ}\text{C} (\pm 0.5\text{ }^{\circ}\text{C})$. W takich warunkach przeprowadzane były pomiary *in vivo*. Spadek czułości detektorów dla temperatury pośredniej równej $30\text{ }^{\circ}\text{C}$

w stosunku do temperatury ich wzorcowania (22 °C) wzniósł 3.8% dla wiązki fotonów o energii 15 MV, co wymusza wprowadzenie poprawki na temperaturę w przypadku zastosowania detektorów w dozymetrii *in vivo* lub narzuca zmianę temperatury w procesie kalibracji detektorów [85]. Wyznaczona wartość współczynnika korekcji temperaturowej, oznaczona symbolem $F_T(X_{15MV})$, dla stosowanej wiązki promieniowania fotonowego X_{15MV} , wynikająca z różnicy temperatury kalibracji detektorów i temperatury pomiaru dawki *in vivo* wynosi $F_T(X_{15MV}) = 1.038$ i zostaje uwzględniona podczas określania wartości dawki w pomiarze wykonanym detektorem typu *MOSFET*. Szczegółowy sposób przeprowadzenia pomiaru i wyznaczenia podanej wielkości współczynnika zawierają cytowane prace [85.86].

III.3 Porównanie wskazań detektorów *MOSFET* ze wskazaniami komory jonizacyjnej typu *Farmer*

Pomiar dawki *in vivo* u pacjentów napromienianych techniką *TBI* wykonuje się przy pomocy zestawu pięciu detektorów, kolejno w 20 wyznaczonych punktach na ciele pacjenta, w miejscach, gdzie dawka została wcześniej obliczona. W każdej z sześciu frakcji detektory umieszczane są kolejno w ściśle określonym porządku w celu otrzymania kompletnego zestawu danych pozwalających na odtworzenie rozkładu dawki w całej objętości ciała pacjenta. Do końca roku 2004, dodatkowo w celu oszacowania poprawności wskazań detektorów *MOSFET*, stosowana była w każdej frakcji napromieniania komora jonizacyjna typu *Farmer 0.6 cm³*. Miejsce pomiaru dawki komorą również było ściśle zaplanowane i w każdej frakcji komora umieszczana była w innym punkcie pomiarowym. Na podstawie otrzymanych wyników porównania zebranych danych z wykonanych pomiarów zarówno detektorami *MOSFET* jak i komorą jonizacyjną (rysunek III.7), odstąpiono od dodatkowego pomiaru wykonywanego w trakcie *TBI* komorą jonizacyjną. Jak wynika z wykresu (rysunek III.8) uzyskano dobrą zgodność wskazań tych dwóch typów detektorów. Średnia wartość różnicy procentowej pomiędzy dawką obliczoną w danym punkcie a dawką zmierzoną komorą jonizacyjną ze wszystkich $N=608$ wykonanych pomiarów wynosiła: (-) 0.33 %, $SD = 4.6\%$. Ponadto pomiary detektorami *MOSFET* stanowią łatwy i szybki sposób pomiaru dawki w trakcie seansu radioterapii.

Rozkład wartości otrzymanych procentowych różnic pomiarowych między detektorami *MOSFET* a komorą jonizacyjną typu *Farmer 0.6 cm³* przedstawia rysunek III.7.



Rysunek III.7. Rozkład wartości procentowych różnic pomiarowych między detektorami typu *MOSFET* a komorą jonizacyjną typu *Farmer 0.6 cm³*. Wartość średnia równa (-)0.3% jest średnią różnicy procentowej pomiędzy dawką obliczoną w danym punkcie a dawką zmierzona komorą jonizacyjną ze wszystkich N=608 wykonanych pomiarów.

IV. Klasyfikacja pacjentów

Do najczęstszych układowych chorób nowotworowych kwalifikujących się do napromieniania techniką *TBI* należą [11]:

Białaczki czyli nowotwory komórek szpiku kostnego. Choroba ta polega na nadmiernym rozrastaniu się komórek jednego układu lub jednego etapu rozwojowego tych samych komórek. Białaczki dzieli się na: ostre i przewlekłe w zależności od dynamiki rozwoju; natomiast w zależności od układu, z którego pochodzą patologiczne komórki białaczki dzieli się na szpikowe oraz limfatyczne. Podstawowe rodzaje białaczek dzieli się na:

- ostrą białaczkę szpikową (*ang. AML - Acute Myelogenous Leukemia*)
- przewlekłą białaczkę szpikową (*ang. CML - Chronic Myelogenous Leukemia*)
- ostrą białaczkę limfoblastyczną (*ang. ALL - Acute Lymphoblastic Leukemia*)
- przewlekłą białaczkę limfatyczną (*ang. CLL - Chronic Lymphocytic Leukemia*)

Do chwili obecnej nie są znane dokładne przyczyny powstawania tej choroby. Za czynniki predyspozycyjne uważa się zaburzenia genetyczne, wrodzone zespoły niedoborów immunologicznych, zespoły mielodysplastyczne i niektóre schorzenia hematologiczne oraz narażenie na promieniowanie jonizujące, czynniki chemiczne i niektóre leki.

Drugą grupę pacjentów poddawanych napromienianiu *TBI* stanowią pacjenci z rozpoznanymi **chorobami układu chłonnego**. Nowotwory te, ogólnie zwane chłoniakami, rozwijają się z tkanki chłonnej i siateczkowej. Charakteryzują się patologicznym rozrostem tkanki chłonnej. W zależności od rodzaju komórek dotkniętych procesem nowotworowym, wyróżniamy chorobę Hodgkina (ziarnicę złośliwą), która występuje w kilku postaciach histologicznych oraz chłoniaki nieziarnicze. Nowotwory układu chłonnego stanowią około 5% wszystkich nowotworów człowieka, częściej chorują na nie mężczyźni niż kobiety.

- **Ziarnica złośliwa** (*choroba Hodgkina – łac. Lymphogranulomatosis Maligna (LGM)*) - została po raz pierwszy opisana już w 1832r. przez Thomasa Hodgkina. Jest ona chorobą rozrostową, zajmującą przede wszystkim węzły chłonne. Dokładne przyczyny wywołujące tę chorobę nie zostały w pełni wyjaśnione, wiadomo jednak, że istotę choroby stanowią ciężkie zaburzenia immunologiczne kooperacji limfocytów *T* i *B*. Dla pewnego rozpoznania ziarnicy niezbędne jest znalezienie tzw. komórek Reed – Sternberga (olbrzymie, wielojądrzaste komórki) i nieco mniejszych komórek Hodgkina.

Najczęstszym objawem ziarnicy są bolesne powiększenia węzłów chłonnych szyjnych i nadobojczykowych. W przebiegu choroby, który jest powolny, występują takie objawy jak: pocenie się, gorączka, świąd skóry, osłabienie oraz ubytek masy ciała. Dodatkowo może także rozwinąć się niedokrwistość oraz zmniejszyć się odporność organizmu na infekcje. Często również powiększeniu ulegają wątroba i śledziona. Podstawą rozpoznania ziarnicy złośliwej jest badanie histopatologiczne węzła chłonnego lub innej tkanki zmienionej chorobowo. Na ziarnicę chorują najczęściej ludzie młodzi między 20 a 30 rokiem życia, a drugi szczyt zachorowań występuje po 50 roku życia.

- **Chłoniaki nieziarnicze** – (ang. *Non-Hodgkin's Lymphoma Malignum (NHL)*) - stanowią grupę różnorodnych nowotworów wywodzących się z limfocytów lub ich prekursorów. Rozrostowi patologicznemu ulegać mogą zarówno limfocyt *T* jak i *B*, jednak częściej następuje rozrost typu *B* (około 90%). U dzieci powstawanie tych chorób wywodzi się głównie z niedojrzałych postaci komórkowych, zwykle pod postacią ostrej białaczki; u dorosłych wywodzi się z form bardziej dojrzałych. Przyczyny powstawania chłoniaków nieziarniczych nie zostały dotychczas w pełni wyjaśnione. Badania nad przyczynami powstawania tych chorób obejmują: wirusy, zaburzenia immunologiczne, zmiany środowiskowe, zaburzenia cytogenetyczne. Wśród chłoniaków nieziarniczych wyróżnia się także wiele klasyfikacji dzielących na różne typy te nowotwory.

Do znacznie rzadszych chorób nowotworowych układu krwiotwórczego poddawanych radioterapii należy **szpiczak mnogi** (ang. *Plasmacytoma*). Jest to choroba układu krwiotwórczego polegająca na złośliwym, niekontrolowanym rozroście patologicznych komórek układu immunologicznego – plazmocytoz. Funkcją plazmocytoz jest produkcja i wydzielanie przeciwciał (immunoglobulin). Zmienione chorobowo komórki plazmatyczne produkują w nadmiarze przeciwciała bądź tylko fragmenty przeciwciał, tak zwane paraproteiny. Namnażanie się komórek nowotworowych w szpiku kostnym, ich interakcja z tzw. zrębem szpiku i aktywacja komórek systemu immunologicznego skutkuje redukcją masy kostnej i prowadzi do defektów kości, które z kolei mogą prowadzić do złamań i bólu.

W Zakładzie Radioterapii Szpitala im. Stanisława Leszczyńskiego w Katowicach od początku roku 2000 do końca roku 2009 napromieniono przy zastosowaniu pierwszej metody grupę 158 pacjentów, w wieku od 2 do 63 lat (mężczyźni kobiety oraz dzieci), ze schorzeniami określonymi w tabeli IV.1.

Tabela IV.1. Klasyfikacja pacjentów leczonych przy pomocy metody I.

Diagnoza	Liczba leczonych przypadków
Leucemia Lymphoblastica Acuta (ALL+CML)	109
Lymphoma malignum (NHL)	28
Lymphogranulomatosis maligna (LGM)	10
Plasmocytoma	11
Razem	158

W roku 2010 została napromieniona, przy pomocy drugiej metody, grupa 50 pacjentów (mężczyźni, kobiety oraz dzieci), w wieku od 5 do 60 lat scharakteryzowana w tabeli IV.2.

Tabela IV.2. Klasyfikacja pacjentów leczonych przy pomocy metody II.

Diagnoza	Liczba leczonych przypadków
Leucemia Lymphoblastica Acuta (ALL+CML)	26
Lymphoma malignum (NHL)	21
Lymphogranulomatosis malignum (LGM)	3
Razem	50

IV.1 Przygotowanie pacjenta do napromieniania

Przygotowując pacjenta do napromieniowania całego ciała, przeprowadza się kolejno:

1. Symulację wstępną pacjenta,
2. Tomografię komputerową (TK),
3. Plan terapii,
4. Symulację końcową z weryfikacją wykonanych osłon (opis w rozdziale V).

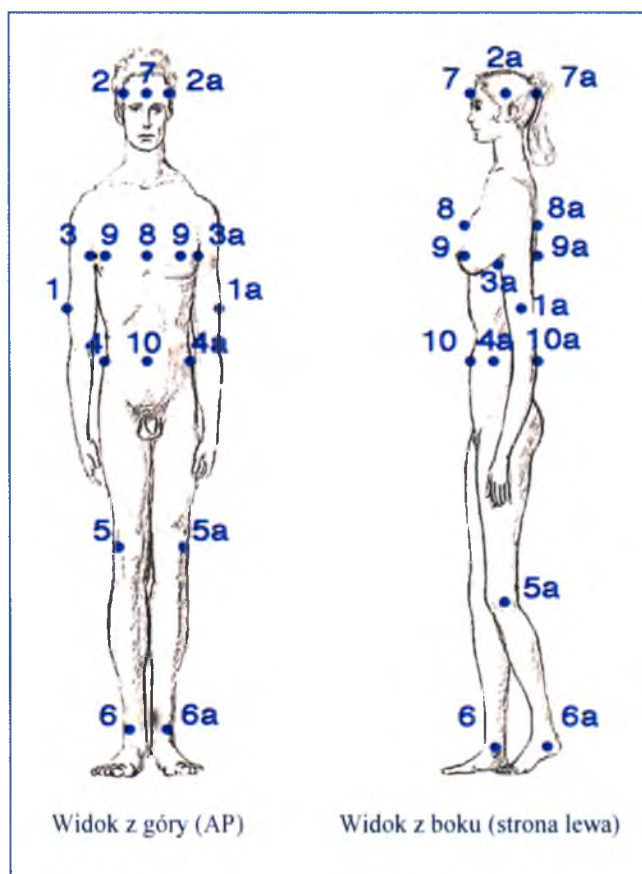
Wymienione etapy zostały kolejno szczegółowo wyjaśnione i opisane.

1. Symulacja wstępna pacjenta

Symulator jest urządzeniem z lampą rentgenowską, wyposażonym w system izocentrycznych laserów skonfigurowany tak, by umożliwić odtworzenie na pacjencie

zarówno planu leczenia, jak i geometrycznych parametrów stosowanych wiązek promieniowania, przed właściwym zastosowaniem leczenia promieniowaniem na aparacie terapeutycznym. Proces symulacji polega na dopasowaniu ustawienia ramy terapeutycznej do wymiarów poprzecznych pacjenta, sprecyzowaniu ułożenia pacjenta w podczas wszystkich frakcji napromieniania wiązkami promieniowania X_{15MV} . W procesie symulacji na skórę pacjenta naniesione zostają punkty pomiarowe, w których monitoruje się dawki *in vivo*. W trakcie symulacji wstępnej należy wykonać następujące czynności:

- Wyznaczyć wymiar AP i wymiar boczny pacjenta (wymiar boczny podaje się jako szerokość łącznie ze ścianami ramy terapeutycznej).
- Określić położenie punktu centrowania wiązki (PC).
- Określić położenie poszczególnych punktów 1-10 oraz 1a-10a względem punktu PC (odległość od punktu centrowania). Punkty pomiarowe wyszczególnione na rysunku IV.1 i opisane w tabeli IV.3 nanosi się na skórę pacjenta, a ich rzut prostopadły zaznaczany jest na ścianach ramy terapeutycznej.



Rysunek IV.1. Rozmieszczenie na skórze pacjenta punktów pomiarowych na potrzeby dozymetrii *in vivo* przeprowadzanej detektorami *MOSFET* w procedurze *TBI*.

Tabela IV.3. Lokalizacja punktów pomiarowych na ciele pacjenta względem odległości od punktu *PC*. Punkty o numerach 1-4 oraz 1a-4a określone są w połowie maksymalnego wymiaru *AP* pacjenta.

Numer punktu pomiarowego	Lokalizacja punktu na ciele pacjenta
1	Ramię strona prawa
1a	Ramię strona lewa
2	Głowa strona prawa – skroń prawa
2a	Głowa strona lewa – skroń lewa
3	Klatka piersiowa strona prawa
3a	Klatka piersiowa strona lewa
4	Środek wiązki (<i>PC</i>) strona prawa na poziomie pępka
4a	Środek wiązki (<i>PC</i>) strona lewa na poziomie pępka
5	Staw kolanowy prawy – strona zewnętrzna
5a	Staw kolanowy lewy – strona zewnętrzna
6	Stopa prawa -strona zewnętrzna stawu skokowego
6a	Stopa lewa – strona zewnętrzna stawu skokowego
7	Czoło (w linii punktów 1, 1a, 2,2a)
7a	Potylica (w linii punktów 1, 1a, 2,2a)
8	Śródpiersie (góra – na mostku – w linii punktów 3, 3a)
8a	Śródpiersie (dół – na plecach między łopatkami w linii punktów 3, 3a,)
9/9’	Klatka piersiowa nad środkiem płata płuca prawego/ lewego
9a/9a’	Klatka piersiowa (pod środkiem płata płuca prawego/lewego
10	Punkt w linii <i>PC</i> na skórze brzucha w okolicy pępka
10a	Punkt w linii <i>PC</i> na skórze pleców (lędźwiowy odcinek kręgosłupa)

W określonych na rysunku IV.1 punktach, umieszcza się na ciele pacjenta w kolejności detektory *MOSFET* w celu wykonania pomiarów dawki *in vivo*. Punkty o numerach 1-10 względem punktów o numerach 1a-10a są symetryczne względem osi długiej pacjenta oraz w kierunku *AP/PA*. Głębokość położenia poszczególnych punktów względem ścian ramy terapeutycznej określa się w systemie planowania leczenia po wykonaniu pacjentowi obrazowania *TK*. Następne etapy symulacji polegają na:

- Zaznaczeniu na bocznych ścianach łóżka rzutu punktu *PC*. Należy wówczas mieć na uwadze, że ze względu na konieczność ułożenia pacjenta w przedziale jednorodnej dawki dla wiązki bocznej, pacjent musi leżeć na plecach z kolanami ugiętymi tak, by

długość od nadgarstków ułożonych za głową do palców stóp nie przekroczyła przedziału terapeutycznego. Dla przyjętych warunków napromieniania: $SSD = 330$ cm i kolimatora ustawionego w pozycji 45° , jednorodność dawki (przedział terapeutyczny) w poprzek wiązki promieniowania występuje na odcinku 140 cm (rozdział II; rysunek II.21 oraz rysunek II.19).

- W następnej kolejności podczas symulacji należy wyznaczyć, dla bocznego napromieniania chorego, kształt osłony bocznej dla tkanki płucnej. W tym celu wykonuje się na symulatorze rentgenowskie boczne zdjęcie płuc. Następnie określony zostaje kształt osłony bocznej. Wykonanie osłony bocznej na płuca dla odległości $SSD=330$ cm od źródła promieniowania nie wymaga uwzględnienia rozbieżności wiązki promieniowania, a tym samym rozbieżności stosowanej osłony.

Jeżeli stosowany system planowania leczenia (*SPL*) pozwala na wprowadzenie wymaganej dla wiązki bocznej odległości SSD , wówczas kształt osłony bocznej uzyskuje się w systemie planowania leczenia (*SPL*).

2. Wykonywanie obrazowania przy zastosowaniu tomografii komputerowej (*TK*)

W punktach naniesionych na skórę pacjenta umieszcza się widoczne w obrazowaniu *TK*, wykonane z cyny znaczniki w kształcie małych krzyżyków. Pomagają one dokładnie określić położenie punktów pomiarowych w systemie planowania leczenia. Następnie pacjentowi ułożonemu w ramie terapeutycznej z ramionami skrzyżowanymi za głową – w pozycji napromieniania - wykonuje się badanie tomograficzne. Obrazy tomograficzne (*ang. scan*) pozyskuje się w odstępach co 5 mm. Na obrazach poprzecznych muszą znaleźć się wszystkie zaznaczone punkty wymagane do obliczeń dawki. W taki sposób wykonane badanie w formacie plików typu *DICOM*¹⁷ wysyłane jest do komputerowego systemu planowania leczenia. Szczegółowy opis planu napromieniania oraz symulacji końcowej zawiera kolejny rozdział V - Metody napromieniania.

¹⁷*Digital Imaging and Communications in Medicine* (Obrazowanie Cyfrowe i Wymiana Obrazów w Medycynie) - norma opracowana dla potrzeb ujednolicenia wymiany i interpretacji danych medycznych reprezentujących lub związanych z obrazami diagnostycznymi w medycynie. *DICOM* znajduje zastosowanie głównie w przetwarzaniu obrazów tomografii komputerowej (*TK/CT*), tomografii rezonansu magnetycznego (*MRI*), pozytonowej tomografii emisyjnej (*PET*), cyfrowej angiografii subtrakcyjnej (*DSA*), cyfrowej radiografii konwencjonalnej (*CR*), radiografii cyfrowej (*DR*) oraz wszystkich wykorzystujących technologie cyfrowe badań o wysokiej rozdzielczości obrazu. Dane w formacie *DICOM* mają dużą objętość, wymagają specjalnego oprogramowania i sprzętu komputerowego a także łączą o wysokiej przepustowości, za to pozwalają zachować wysoką jakość obrazu. Stosowanie normy *DICOM* umożliwia m.in. funkcjonowanie teleradiologii.

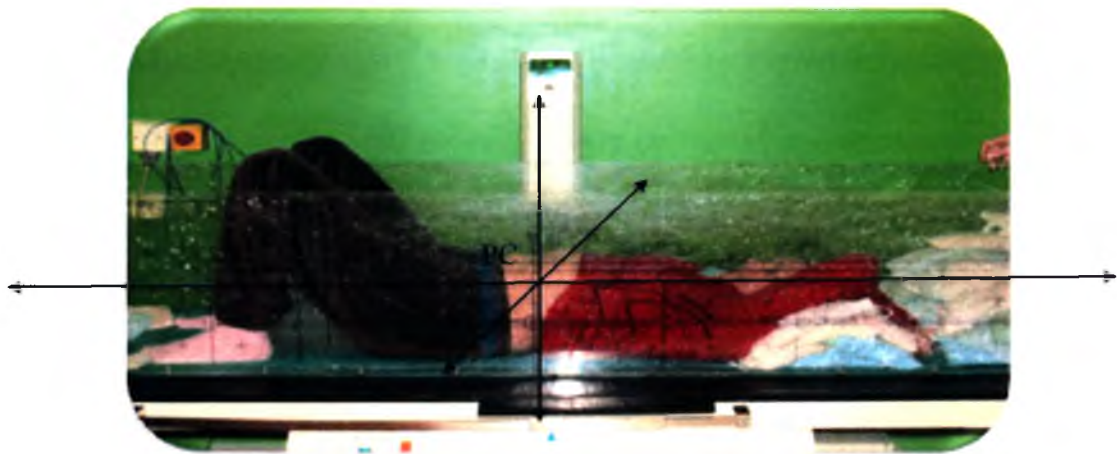
V. Metody napromieniania

Wspomniano już we wstępie tej pracy, że liczba stosowanych sposobów dostarczania dawki do pacjenta, w oparciu o doniesienia z literatury, w procesie napromieniania całego ciała związana jest z wyborem techniki napromieniania [87-90]. Również podział dawki całkowitej na liczbę seansów czyli sposoby frakcjonowania (od 1.25 Gy/frakcję do 2.5 Gy/frakcję) oraz dopuszczalne dawki całkowite (2 Gy, 8 Gy, 10 Gy, 12 Gy, 13.2 Gy, 14.4 Gy lub 15 Gy) na całe ciało lub na struktury krytyczne (soczewki, nerki czy płuca) są różnicowane. Zwykle o limicie tych dawek decydują lekarze radioterapeuci biorący udział w określeniu zaleceń medycznych dla techniki *TBI* w danym ośrodku radioterapii, który wdraża taką procedurę [48, 60, 70, 91-93].

Zgodnie z podstawowymi zaleceniami opracowano dwie metody napromieniania, których opisy umieszczono w rozdziale V.1 oraz V.3. Przy pomocy metody I napromieniono grupę pacjentów liczącą 158 osób, natomiast druga grupa chorych w liczbie 50 osób została poddana radioterapii całego ciała według schematu metody II.

V.1 Metoda I - Połączenie pól bocznych oraz pól przednio - tylnych AP/PA wraz z uzupełniającymi wiązkami promieniowania elektronowego.

W stosowanej u pierwszej grupy pacjentów technice napromieniania całego ciała całkowita sumaryczna dawka podana pacjentowi na punkt centrowania wiązki (*PC*) wynosi 12 Gy, z uwzględnieniem ograniczenia dawki do 9 Gy na objętość tkanki płucnej, jako narządu krytycznego. Punkt centrowania (*PC*) jest to punkt wyznaczony podczas symulacji wstępnej pacjenta. Punkt centrowania wiązki *PC* stanowi punkt przecięcia się trzech osi symetrii (strzałkowej, czołowej i poprzecznej) w połowie każdego z wymiarów pacjenta, leżącego w pozycji terapeutycznej z ugiętymi kolanami oraz założonymi za głowę ramionami (rysunek V.1).



Rysunek V.1. Ilustracja sposobu wyznaczenia na pacjencie punktu centrowania *PC*.

Całkowitą dawkę podawaną pacjentowi w I technice podzielono na sześć frakcji. W każdej frakcji napromieniano pacjenta sumaryczną dawką 2 Gy. Do napromieniania stosowano promieniowanie X_{15MV} . Moc dawki aparatu terapeutycznego wynosiła 50 JM/min. Wydajność akceleratora określono przy użyciu komory jonizacyjnej na głębokości 10 cm w fantomie wodnym, osobno dla frakcji bocznych oraz frakcji AP/PA. Wydajność wiązki elektronów mierzono tą samą komorą, jednak na głębokości d_{ref} w fantomie zgodnie z zaleceniami Raportu 398 IAEA [63]. Tabela V.1 zawiera parametry stosowanych wiązek terapeutycznych oraz otrzymane wyniki pomiarów dozymetrycznych stosowanych wiązek promieniowania.

Tabela V.1. Parametry wiązek terapeutycznych stosowanych w I technice *TBI*.

Liczba frakcji/Nazwa	Energia wiązki promieniowania	SSD [cm]	Rozmiar pola	Moc dawki akcleratora	Zmierzona moc dawki
4/boczne	15 MV	330	132 x 132 cm ²	50 JM/min	0.054 Gy/min ($d=10$ cm)
2/AP/PA	15 MV	330	54 x 54 cm ²	50 JM/min	0.29 Gy/min ($d=10$ cm)
2/elektronowe (z zastosowaniem apertury)	6-12 MeV	100-110	15 x 15 cm ² 20 x 20 cm ² 25 x 25 cm ²	300 JM/min	3 Gy/min (odpowiednia d_{ref} dla każdej z energii)

Spośród opisywanych 6 frakcji promieniowania fotonowego X_{15MV} :

- **Cztery frakcje boczne** to naprzeciwległe pola z mocą dawki wlotowej 0.054 Gy/min ($SSD=330$ cm, pole 40×40 cm² określone w izocentrum aparatu, ustawienie kolimatora w pozycji 45°). Realizacja pól bocznych odbywała przy zastosowaniu zestawu *Polkam TBI*. W odległości $SSD=330$ cm długość boku pola promieniowania równa się 132 cm, natomiast przedział terapeutyczny wiązki bocznej to 140 cm, stąd wymuszona pozycja terapeutyczna pacjenta (ugięte kolana oraz ramiona założone za głowę).
- **Dwie frakcje AP/PA** to grupa czterech par naprzeciwległych pól *AP* i *PA* z mocą dawki wejściowej 0.29 Gy/min. ($SSD=135$ cm, pole 40×40 cm² określone w odległości 100 cm od źródła (w izocentrum), ustawienie kolimatora w pozycji 0°). Plan napromieniania dla tych frakcji jest przygotowywany w systemie planowania leczenia. W systemie planowania leczenia wyznaczane są dawki w określonych punktach pomiarowych oraz przygotowuje się kształty osłon na narządy krytyczne. Frakcje *AP/PA* realizuje się na standardowym stole terapeutycznym przyspieszacza. W odległości $SSD=135$ cm bok pola promieniowania ma długość równą 54 cm. W tych frakcjach pacjent również leży z ramionami splecionymi za głowę trzymając się za łokcie, jednak kolana pacjenta są wyprostowane. Aby objąć dawką całego pacjenta długość jego ciała podzielona zostaje na cztery osobne sekcje do napromieniania (rysunek V.2). W celu wywołania efektu *build-up* przed ciałem pacjenta po precyzyjnym ułożeniu i zastosowaniu bolusa, chorego przykrywa się od strony padania wiązki promieniowania X_{15MV} płytą z pleksiglasu o grubości 1cm (rysunek V.2). Pacjent położony zostaje również na takiej samej płycie plexiglasu (grubości 1 cm), by uzyskać efekt narastania dawki również z kierunku *PA* padania promieniowania (dla pól tylnych).

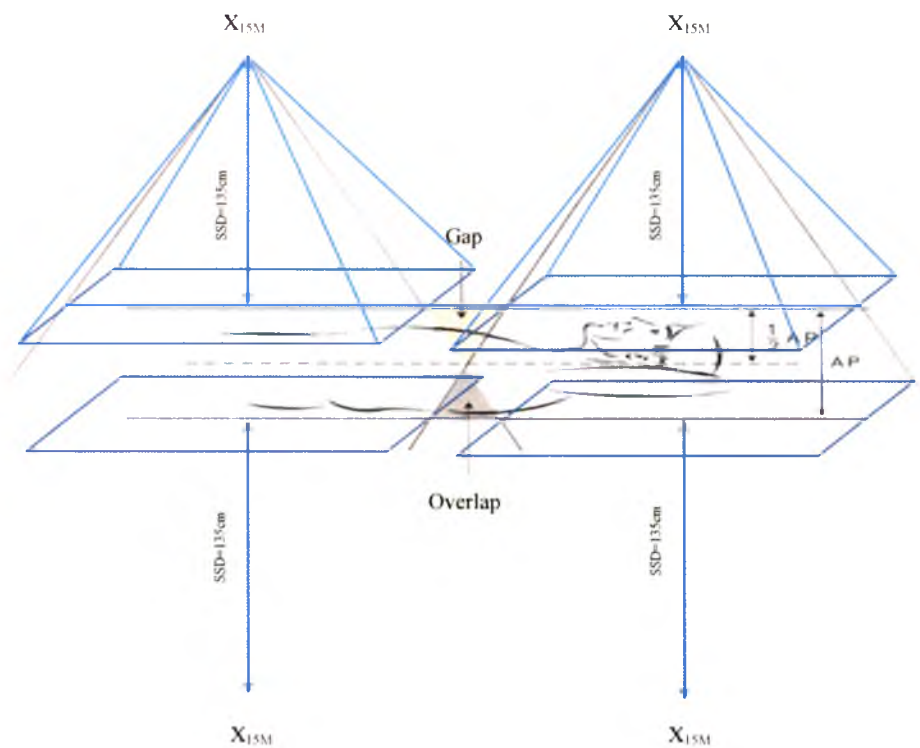
Płyta wykonana z pleksiglasu (nazwa fabryczna *PMMA*), którą umieszcza się nad pacjentem od góry, zwykle znajduje się w odległości nie większej niż 20 cm od górnej powierzchni bolusa. W takich warunkach spełnione są założenia i warunki, w jakich ma miejsce zjawisko narastania dawki (efekt *build-up*). W przypadku większych odległości pomiędzy płytą a powierzchnią bolusa efekt narastania dawki odtwarza się. Zjawisko to jest spowodowane znaczną przestrzenią pomiędzy płytą a bolusem i w przypadku gdy odległość od powierzchni bolusa do płyty górnej przekracza 32 cm, narastanie dawki ponownie ma miejsce, tym razem w warstwie bolusa a nie, jak zakładano, w płycie *PMMA* [73,94-96].



Rysunek V.2. Zastosowanie płyty górnej oraz płyty dolnej w roli spoileru w przednio-tylnych frakcjach TBI.

Na rysunku V.2 po stronie lewej zilustrowano układ pól sekcji obejmujących uda i kolana pacjenta a po stronie prawej układ pól obejmujących głowę oraz ramiona pacjenta. Opis sekcji zamieszczono pod tabelą V.3. Na fotografiach zamieszczonych na rysunku V.2 przedstawiono graficznie sposób składania pól *AP/PA*. Kolorem jasnoniebieskim zaznaczono rejony spadku dawki na łączeniu pól (*ang. gap region*), natomiast kolorem jasnoróżowym zaznaczono obszary wzrostu dawki (*ang. overlap region*). Linie niebieskie obrazują geometrię pól wraz z rozbieżnością stosowanych wiązek.

Plan leczenia przygotowuje się w systemie planowania leczenia osobno dla każdej sekcji (dla każdej pary pól naprzeciwległych). Łączenie pól napromieniania dla poszczególnych sekcji określamy tak, by boki pól poszczególnych par były styczne do siebie w połowie wymiaru *AP* pacjenta. Sposób łączenia pól *AP/PA* przedstawia rysunek V.3, natomiast wyniki pomiarów i analizy dawki w tych obszarach zamieszczono w rozdziale V.2.



Rysunek V.3. Schemat łączenia pól przednio tylnych frakcji AP/PA procedury TBI z zaznaczonym obszarem spadku dawki (ang. *gap region*), oraz z obszarem dawki podwyższonej (ang. *overlap region*).

Czas od zakończenia napromieniania w danej frakcji do rozpoczęcia kolejnego seansu napromieniania nie może być krótszy niż 8 godzin. Schemat napromieniania pacjenta w I stosowanej technice TBI przedstawiono w tabeli V.2 i tabeli V.3 Frakcje napromieniania z kierunku AP i PA (frakcja nr 4 i 6) podzielono na poszczególne sekcje (I-IV), których szczegółowy opis umieszczono poniżej tabeli V.2.

Tabela V.2. Plan napromieniania całego ciała (TBI) dla układu pól AP i PA.

Pora napromieniania	Numer frakcji	Rodzaj pola	Numer sekcji	Punkty pomiarowe
2 dzień /wieczór	4	AP/PA	I	2,7,7a ,l
			II	8,9,10,3,4
			III	5
			IV	6
3 dzień /wieczór	6	AP/PA	I	2,7,7a, 1a
			II	8a,9a,10a,3a,4a
			III	5
			IV	6

Naprzeciwnie pole AP/PA wymienione w tabeli V.2 o numerach sekcji od I do IV obejmują odpowiednio:

sekcja I – głowę, szyję i ramiona pacjenta splecione za głową.

sekcja II – klatkę piersiową i jamę brzuszną.

sekcja III – miednicę i uda.

sekcja IV – kolana, podudzia i stopy pacjenta.

Każda para pól *AP/PA* dostarcza sumaryczną dawkę promieniowania równą 2 Gy na dany obszar objęty tymi polami promieniowania.

Tabela V.3. Schemat napromieniania pacjenta w I technice *TBI*.

Pora napromieniania	Numer frakcji	Nazwa pola	SSD [cm]	Planowana dawka w <i>PC</i> [Gy]	Suma planowanej dawki w <i>PC</i> [Gy]	Punkty pomiarowe**
1 dzień						
Rano	1	Boczne lewe	330	1	1	1,2,3,4,5 (wlot)
	1	Boczne prawe	330	1	2	1,2,3,4,5 (wylot)
Wieczór	2	Boczne lewe	330	1	3	6,6a
	2	Boczne prawe	330	1	4	5,5a
2 dzień						
Rano	3	Boczne Lewe z osłoną (x*)	330	1	5	3,4,8(wlot)
	3	Boczne Prawe z osłoną	330	1	6	3,4,8 (wylot)
Wieczór	4	<i>AP</i> 4 pola (Tabela V.3)	135	1	7	2,7,2a,9,5,5a,6,6a
	4	<i>PA</i> 4 pola (Tabela V.3)	135	1	8	2,7,2a,9,5,5a,6,6a
	5	Pola <i>AP</i> prawe/lewe (wiązki elektronowe)	100	2	2 Gy - dawka określona na d_{max}	9 i 9a
	5	Pola <i>PA</i> prawe/lewe (wiązki elektronowe)	100	2	2 Gy - dawka określona na d_{max}	9 i 9a
3 dzień						
Rano	6	Boczne Lewe	330	1	9	7,8,10,5,5a
	6	Boczne Prawe	330	1	10	7,8,10,5,5a
Wieczór	7	<i>AP</i> 4 pola	135	1	11	7a,8a,9a,10a,6a
	7	<i>PA</i> 4 pola	135	1	12	7a,8a,9a,10a,6a
	8	<i>AP</i> elektronowe prawe i lewe	100	2	2 Gy - dawka określona na d_{max}	9 i 9a
	8	<i>PA</i> elektronowe prawe i lewe	100	2	2 Gy - dawka określona na d_{max}	9 i 9a

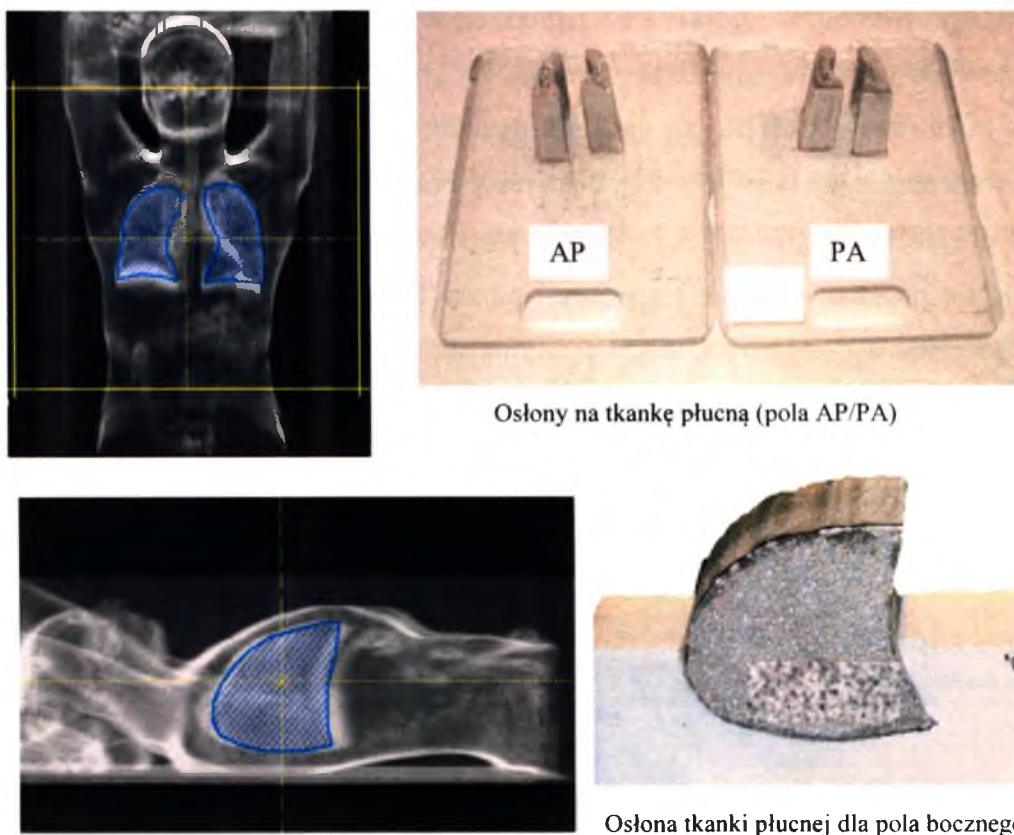
W tabeli V.3:

x*- to czas napromieniania z boczną osłoną płucną, określony z uwzględnieniem 10% transmisji dawki przez osłonę tkanki płucnej oraz z założeniem, by maksymalna całkowita dawka w środku pól płucnych nie przekroczyła wartości 9Gy.

** - oznaczają lokalizację punktów pomiarowych która opisana została w tabeli IV.3.

V.1.1 Przygotowanie danych w systemie planowanie leczenia (SPL)

W przypadku promieniowania fotonowego dla pól przednio - tylnych system planowania leczenia jest wykorzystywany do określenia dawek w punktach pomiarowych oraz w celu uzyskania kształtu osłon na płuca (rysunek V.4). Jeżeli zastosowanie osłon we frakcjach AP/PA nie pozwala na obniżenie dawki w płucach poniżej 9 Gy, dodatkowo wykonuje się osłonę boczną dla pól bocznych i dzięki jej zastosowaniu można uzyskać zakładaną wartość obniżonej dawki.



Rysunek V.4. Cyfrowa rekonstrukcja kształtu osłon na tkankę płucną dla pól fotonowych AP/PA i bocznego pola fotonowego oraz fotografia wykonanych według planu osłon indywidualnych ze stopu Wood'a (strona prawa rysunku).

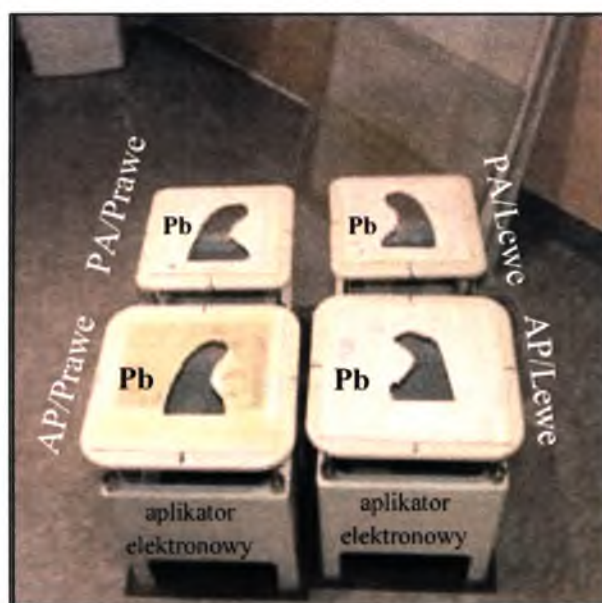
V1.1a Pola z zastosowaniem promieniowania elektronowego; wiązki przednie *AP* oraz tylne *PA*

Dodatkowe dwie frakcje stanowią pola promieniowania elektronowego. Elektrony wypełniają dawką promieniowania ten obszar ściany klatki piersiowej nad obszarami płucnymi, który był osłonięty przed promieniowaniem fotonowym we frakcjach *AP/PA*. Energię elektronów dobiera się z pomocą systemu planowania leczenia (*SPL*) indywidualnie dla każdego pacjenta. Wartość tej energii zależy od grubości ściany klatki piersiowej pacjenta. Obszary te napromienia się z odległości $SSD = 100-110$ cm, a wartość dawki określa się dla głębokości dawki maksymalnej d_{max} odpowiedniej dla energii zastosowanych elektronów. Dodatkowe napromienianie wiązką elektronów odbywa się bezpośrednio po każdej frakcji z zastosowaniem z kierunków *AP* i *PA* pól promieniowania fotonowego X_{15MV} .

Wiązki promieniowania elektronowego

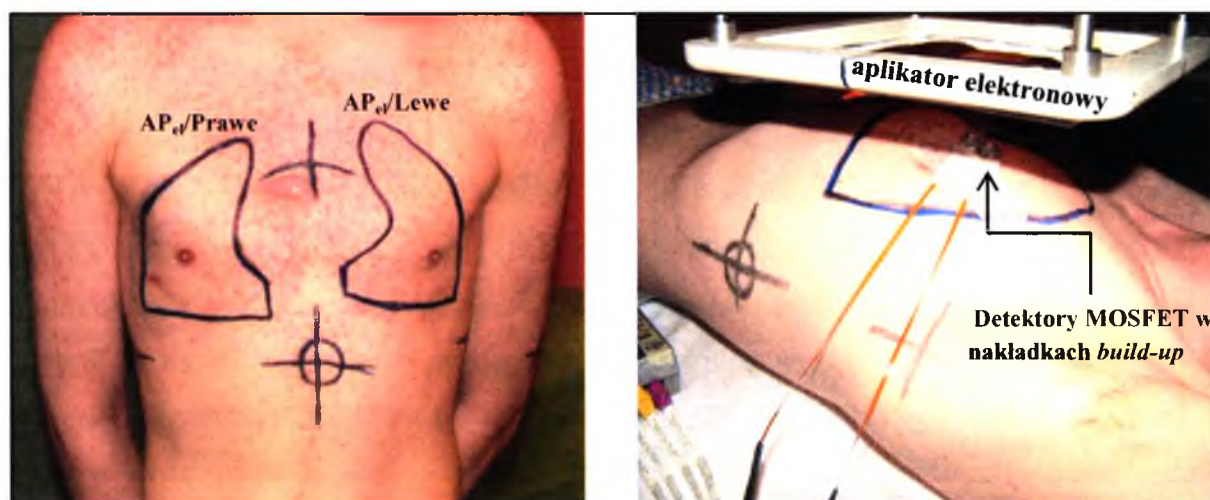
Plany rozkładów dawki dla napromieniania ściany klatki piersiowej wiązkami elektronowymi i wyznaczenie *LJM* wykonuje się przy użyciu systemu planowania leczenia. Energię elektronów dobiera się w taki sposób, by izodoza 90% dawki planowanej obejmowała obszar, do którego należy dostarczyć brakującą dawkę. Dobór energii elektronów jest zatem zależny od grubości ściany klatki piersiowej pacjenta. Kształt pola elektronowego uzyskuje się poprzez wykonanie apertury¹⁸ osłony fotonowej. W taki sposób otrzymuje się 4 pola elektronowe (dwa przednie i dwa tylne), dla każdego z płuc osobno. Na rysunku V.5 przedstawione zostały indywidualne osłony na pola wiązek elektronowych.

¹⁸ Apertura - jest osłoną całej powierzchni pola stosowanego aplikatora elektronowego poza wyciętym w niej dowolnym kształtem, który w tym przypadku stanowi pole napromieniania.



Rysunek V.5. Fotografia indywidualnych apertur elektronowych (pola: *AP/Lewe*, *AP/Prawe*, *PA/Lewe*, *PA/Prawe*) stosowanych w I metodzie *TBI*. Apertury wykonane zostały z ołowiu i zamontowane do standardowych aplikatorów elektronowych będących na wyposażeniu akceleratora.

Apertury na pola elektronowe wykonuje się z płyty ołowianej o grubości odpowiedniej dla stosowanej energii elektronów dostosowanej tak, by osłabić dawkę do 5% dawki podawanej na pole. Tak wykonane osłony dla pól elektronowych mocowane są do standardowych aplikatorów elektronowych, będących na wyposażeniu przyspieszacza (rysunek V.5). W trakcie napromieniania ściany klatki piersiowej, pacjent ułożony jest na stole terapeutycznym aparatu w pozycji na plecach i z rękami założonymi za głowę (fotografia strona prawa na rysunku V.6).



Rysunek V.6. Kształty pól dopromieniających ścianę klatki piersiowej wiązkami elektronowymi oraz realizacja napromieniania.

Na rysunku V.6 po stronie lewej na fotografii widoczny jest wykonany na skórze pacjenta obrys osłon fotonowych, do których w realizacji napromieniania wiązkami elektronowymi dopasowuje się kształt apertury elektronowej. Na fotografii po stronie prawej widoczny jest proces pomiaru dawki *in vivo* detektorami typu *MOSFET* dla wiązek elektronowych z zastosowaniem indywidualnej apertury elektronowej.

V.1.2 Obliczenia czasów napromieniania

Przygotowanie planu napromieniania polega na określeniu zaplanowanych wartości dawek w wyznaczonych punktach pacjenta oraz na obliczeniu czasu napromieniania w każdej frakcji tak, by uzyskać zaplanowane wcześniej dawki w granicach przyjętego zakresu jednorodności.

Pola boczne wiązek promieniowania X_{15MV}

Do obliczeń czasu napromieniania dla frakcji bocznych oraz dawek w wyznaczonych punktach korzystamy z:

- wyznaczonego doświadczalnie dla promieniowania X_{15MV} spadku procentowych dawek na głębokości (*PDD*) (rozdział II.4.3),
- profilu wiązki wyznaczonego w fantomie wodnym (rozdział II.4.2),
- wykonanego w warunkach napromieniania pomiaru wydajności przyspieszacza (rozdział II.4.4).

W obliczeniach wartości dawek w poszczególnych punktach wymienionych w tabeli IV.3 należy uwzględnić współczynnik korekcyjny odnośnie grubości warstwy bolusa (ryżu), umieszczonego pomiędzy ścianą ramy terapeutycznej a pacjentem od strony padania wiązki promieniowania. Ze względu na asymetrię profilu wiązki względem osi wiązki należy uwzględnić pozycję pacjenta w polu wiązki (prawa/lewa strona ciała pacjenta). Wartości dawek w wyznaczonych punktach (D_x), znajdujących się na skórze pacjenta pod warstwą odpowiedniej grubości bolusa (ryżu) można wyznaczyć jako iloczyn dawki wlotowej DS . (położonej na osi wiązki w linii punktu *PC*, na głębokości dawki maksymalnej liczonej od zewnętrznej powierzchni ściany ramy terapeutycznej i dla pola napromieniania S) i współczynników wpływających na jej wartość końcową.

Dawkę wlotową określa wzór:

$$D_s = \frac{D_{\text{planowana}(PC)}}{PDD(d_{PC}, S, 330) \cdot k_{(wPC)}}, \quad (\text{V.1})$$

gdzie:

$PDD(d_{PC}, S, 330)$ - jest wartością procentowej dawki na głębokości dla punktu centrowania wiązki PC (na głębokości położenia punktu PC) i pola powierzchni S określonego w odległości $SSD=330$ cm od źródła promieniowania.

$k_{(wPC)}$ – jest to wartość współczynnika osłabiania promieniowania w warstwie ryżu określonej dla punktu PC

Dawki w poszczególnych punktach odnoszą się do dawki D_s według zależności:

$$D_x = D_s \cdot PDD(d_x, S, 330) \cdot Pr(x, S, 330) \cdot k_{(x)}. \quad (\text{V.2})$$

W zależności (V.2) kolejno:

$PDD(d_x, S, 330)$ - jest wartością procentowej dawki dla danego punktu x (punkty określone w tabeli IV.3) znajdującego się na głębokości d_x od zewnętrznej powierzchni ściany ramy terapeutycznej. PDD określana jest dla pola S i odległości $SSD=330$ cm.

$Pr(x, S, 330)$ - jest wartością profilu wiązki promieniowania dla danego punktu x (Tabela IV.3). Profil również wyznaczono dla pola S i odległości $SSD=330$ cm.

$k_{(x)}$ - stanowi wartość współczynnika korekcyjnego dla określonej warstwy bolusa jaka znajduje się na drodze promieniowania pomiędzy ścianą ramy terapeutycznej a punktem $x_{(1-20)}$, według tabeli IV.3.

Przy obliczaniu dawki w tkance płucnej należy uwzględnić we wzorze (V.2) współczynnik k_{pl} , czyli współczynnik zmniejszonego osłabiania promieniowania w tkance o mniejszej gęstości, co zostało wyjaśnione w rozdziale II.3.4 tej pracy.

Wówczas zależność (V.2) zapisujemy:

$$D_x = D_s \cdot PDD(d_x, S, 330) \cdot Pr(x, S, 330) \cdot k_{(x)} \cdot k_{pl}. \quad (\text{V.3})$$

Tak wyznaczone dawki dla napromieniania, przy zastosowaniu pól bocznych, zapisuje się w karcie napromieniania. Dawki z pól przednio tylnych AP/PA oblicza się w wyznaczonych punktach za pomocą SPL . Wyniki obliczeń również zapisuje się w karcie napromieniania pacjenta, w celu późniejszej ich weryfikacji i porównania z dawkami zmierzonymi w tych samych punktach.

Czasy napromieniania zarówno dla frakcji bocznych jak i dla frakcji *AP/PA* określa się na podstawie aktualnego pomiaru wydajności aparatu terapeutycznego. Moc dawki *MD* w wodnym fantomie w osi wiązki na głębokości $d=10$ cm dla ustalonych geometrycznych warunków napromieniania wyznacza się według wzoru (Raport IAEA, TRS numer 398):

$$MD(d = 10, S, 330) = M_Q \cdot N_{D,W} \cdot k_Q. \quad (V.4)$$

W równaniu (V.4) kolejne czynniki stanowią:

M_Q - wskazanie dawkomierza (komory jonizacyjnej) skorygowane względem aktualnego ciśnienia i temperatury otoczenia,

$N_{D,W}$ - stanowi współczynnik kalibracji komory jonizacyjnej w wodzie wyznaczony według Raportu numer 398 IAEA (2000). Wartość współczynnika kalibracyjnego zamieszczona jest w świadectwie wzorcowania danej komory jonizacyjnej,

k_Q - współczynnik korekcyjny ze względu na jakość wiązki promieniowania *QI* i rodzaj stosowanej do pomiaru komory jonizacyjnej - według Raportu IAEA numer 398, jak wyżej. Dla stosowanego promieniowania X_{15MV} i danej komory jonizacyjnej typu *Farmer 0.6 cm³* wartość $k_Q=0,980$.

Pomiar mocy dawki określonej wzorem (V.4) wykonywany jest w geometrii napromieniania TBI i stanowi wartość iloczynu mocy dawki standardowej MD_{ST} i współczynnika pola $q(S)$ (co zostało zapisane wzorem (II.14)). Wynik podzielenia iloczynu ($MD_{ST} \cdot q(S)$) przez wartość $PDD(d=10, S, 330)$ na głębokości 10 cm jest wartością mocy dawki na głębokości maksymalnej mocy dawki MD_{max} , (podzieloną przez 100), stąd:

$$MD_{max} = \frac{MD(d=10, S, 330)}{PDD(d=10, S, 330)}, \quad (V.5)$$

$MD(d=10, S, 330)$ – jest wartością mocy dawki wyznaczonej na głębokości 10 cm dla kwadratowego pola promieniowania o powierzchni *S* wyznaczonego w odległości $SSD=330$ cm.

Pozostałe oznaczenia jak we wzorach (V.1) i (V.2)

Wartość MD_{max} zastępuje we wzorze (II.19) iloczyn $MD_{ST} \cdot K(S)$, stąd liczba jednostek monitorowych (*LJM*) potrzebna, by podać dawkę 1Gy w punkcie *PC* z jednego pola bocznego równa się:

$$LJM(PC_{boczne(L/P)}) = \frac{1Gy(w\ PC)}{MD_{max} \cdot PDD(d_{PC}, S, 330) \cdot k}. \quad (V.6)$$

W równaniu (V.6):

k - jest wartością współczynnika osłabienia promieniowania w warstwie bolusa o znanej grubości (opis tematu w rozdziale II.3.2).

Dla określania czasu jako LJM dla frakcji pól przednio tylnych AP/PA , należy skorzystać z tych samych zależności jak dla pól bocznych. Pomiar wydajności (czyli mocy dawki MD) wykonuje się na głębokości $d=10$ cm, dla maksymalnego pola promieniowania, które w odległości $SSD=135$ cm ma wymiary 54×54 cm². W tym celu korzysta się z poniższych zależności:

$$MD(d = 10, S, 135) = M_Q \cdot N_{D,W} \cdot k_Q, \quad (V.7)$$

$$MD_{max} = \frac{MD(d=10, S, 135)}{PDD(d=10, S, 135)} \quad (V.8)$$

Pozostałe symbole we wzorach (V.7-V.9) mają znaczenie jak we wzorach (V.1) i (V.2).

$$LJM(PC_{AP lub PA}) = \frac{1Gy(w PC)}{MD_{max} \cdot PDD(d_{PC}, S, 135) \cdot k} \quad (V.9)$$

W równaniu (V.9):

k - jest wartością współczynnika osłabienia promieniowania w warstwie bolusa jak we wzorze (V.6)

Pozostałe symbole mają znaczenie jak we wzorach (V.1) i (V.2).

V.1.3 Realizacja napromieniania przy zastosowaniu metody I

Napromienianie pacjenta przy zastosowaniu metody I odbywa się według schematu podanego w tabeli V.2 Poprawne ułożenie pacjenta w ramie terapeutycznej umieszczonej na stole *Polkam TBI* do napromienienia we frakcjach bocznych ułatwiają lasery boczne przyspieszacza. Dodatkowy, strzałkowy centrator laserowy, zamontowany na ścianach pomieszczenia terapeutycznego, pomaga w ustawieniu ściany ramy terapeutycznej prostopadle do padającej wiązki promieniowania i w ustalonej odległości SSD . Po ułożeniu pacjenta w pozycji terapeutycznej, rozmieszcza się w wyznaczonych punktach na skórze

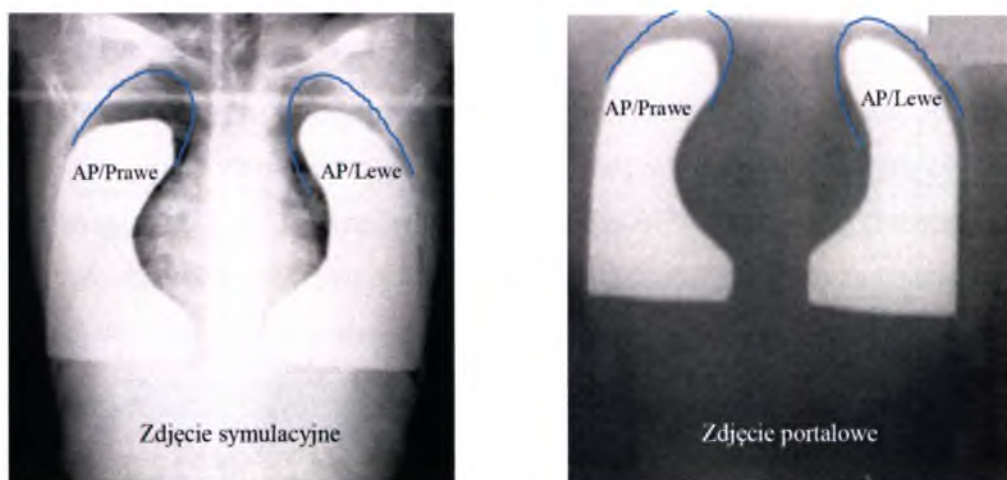
pacjenta detektory *MOSFET*. Następnie przestrzeń między pacjentem a ścianami ramy terapeutycznej szczelnie wypełnia się bolusem (rysunek V.7).



Rysunek V.7. Fotografie prezentujące ułożenie pacjenta w pozycji terapeutycznej po stronie lewej widok pacjenta z rozmieszczonymi detektorami *MOSFET*, przed wypełnieniem ramy terapeutycznej bolusem, oraz po stronie prawej procedura po zastosowaniu bolusa.

W przypadku kiedy w danej frakcji bocznej należy zastosować osłonę płuc, wówczas przed dostarczeniem pełnej dawki frakcyjnej wykonuje się zdjęcie portalowe, z użyciem wiązki generowanej przez przyspieszacz, w celu sprawdzenia poprawności ułożenia osłony bocznej. Jeżeli wynik weryfikacji jest pozytywny wówczas pacjentowi zostaje dostarczona pełna zaplanowana dawka frakcyjna. W przypadku braku zgodności w ułożeniu osłony, następuje korekta jej położenia i wykonanie kolejnego zdjęcia weryfikacyjnego.

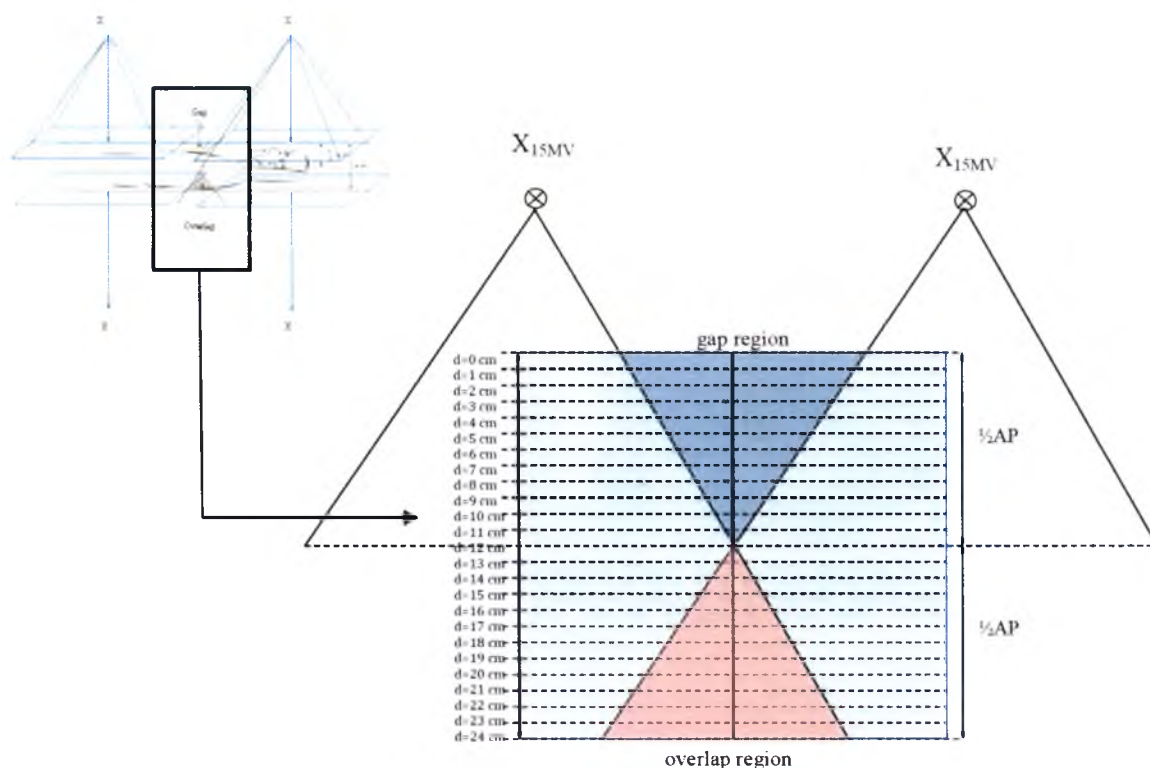
Realizację napromieniania z pól przednio – tylnych (*AP/PA*) pacjenta leżącego w pozycji terapeutycznej na stole akceleratora rozpoczyna się również od weryfikacji ułożenia osłon na płuca i umieszczeniu tac z osłonami w uchwycie głowicy akceleratora. W następnej kolejności wykonuje się weryfikacyjne zdjęcie portalowe także z wykorzystaniem wiązki generowanej przez przyspieszacz. Po porównaniu obrazu otrzymanego na aparacie terapeutycznym z obrazem symulacyjnym i weryfikacji poprawności ułożenia pacjent zostaje napromieniony pełną dawką. Rysunek V.8 obrazuje sposób porównania zdjęć portalowych ze zdjęciami rentgenowskimi wykonanymi w trakcie symulacji końcowej pacjenta.



Rysunek V.8. Po stronie lewej zdjęcie rentgenowskie wykonane w trakcie symulacji wstępnej, sprawdzające zgodność kształtu i wielkość wykonanych osłon w stosunku do zaplanowanych. Po stronie prawej weryfikacyjne zdjęcie portalowe sprawdzające poprawność ułożenia pacjenta tuż przed terapią pól AP/PA. Niebieską linią zaznaczono kontur szczytów płuc, względem którego określano prawidłowość położenia osłon.

V.2 Weryfikacja dawki w obszarze łączenia pól AP/PA

Jak już pokazano na rysunku V.3, w obszarze łączenia pól AP/PA zaznaczone zostały obszary, w których występuje albo dawka mniejsza od planowanej (*ang. gap region*), albo obszar, w którym sąsiadujące pary pól nakładają się, w wyniku czego mamy obszar wzrostu dawki (*ang. overlap region*). Dawki w obszarze łączenia pól były sprawdzone w pomiarach dozymetrycznych z zastosowaniem fantomu wodnego, a szczegółowe wyniki pomiarów zostały zawarte w pracy [97]. Pomiarów wykonywano zarówno w obszarze spadku dawki (*ang. gap region*), jak i w rejonie nakładania się pól (*ang. overlap region*) (rysunek V.9). Zestaw detektorów MOSFET umieszczano kolejno na różnych głębokościach co 1 cm. Detektory rozmieszczone były w odległości 2 cm od siebie, wszystkie na specjalnym uchwycie. Pomiarów dawki w obszarze łączenia pól przeprowadzano zarówno w fantomie wodnym jak i na pacjencie w trakcie napromieniania, w tych obszarach, gdzie pomiar był możliwy. Sąsiadujące ze sobą zestawy pól AP i PA łączą się ze sobą w połowie wymiaru AP pacjenta. Rysunek V.9 ilustruje sposób wykonywania pomiarów dawki w tym obszarze.



Rysunek V.9. Objasnienie sposobu pomiaru dawki w rejonie *gap* i *overlap* składania pól przednio – tylnych w procedurze napromieniania TBI dla frakcji AP/PA.

Uzyskane wyniki pomiarów rozkładu dawki zarówno w fantomie wodnym jak i *in vivo* na pacjencie wskazują, że dawki w rejonie łączenia pól w przypadku fantomu wodnego znajdują się w przedziale 101-108 % dawki planowanej, natomiast dla pomiarów *in vivo* otrzymano wyniki w przedziale 98-109 % dawki planowanej w PC. Wyniki te są sumą wartości pomiarów pochodzących od napromieniania zarówno z kierunku AP jak i PA. Region spadku dawki dla pól AP (ang. *gap region*) w napromienianiu z przeciwnego kierunku PA staje się obszarem wzrostu dawki na skutek nakładania się pól (ang. *overlap region*). Dlatego też suma tych par pól daje zadowalające wyniki i nie wpływa w zasadniczy sposób na rozkład planowanej dawki w pacjencie. Dawki w tym rejonie nie spadają poniżej 2 % różnicy od dawki całkowitej planowanej w PC.

V.3 Metoda II - Zastosowanie pól bocznych oraz wiązek elektronowych

W stosowanej II technice napromieniania całego ciała (*TBI*), podobnie jak w I technice, całkowita sumaryczna dawka podana pacjentowi na punkt centrowania wiązki (*PC*) była równa 12 Gy. Ze względu na konieczność dostarczenia do obszaru tkanek śródpiersia minimalnej dawki równej 10 Gy, zaistniała konieczność dostarczenia na objętość tkanki płucnej wartości dawki równej 10 Gy.

Napromienianie pacjenta w II technice składało się z sześciu frakcji. Do napromieniania stosowano promieniowanie X o energii maksymalnej 15MV z mocą dawki aparatu terapeutycznego równą 70 [JM/min.]. Każdą frakcję stanowiły naprzeciwnie pole boczne - lewe i prawe. Dwie dodatkowe frakcje to boczne wiązki promieniowania elektronowego, w których napromieniony zostaje obszar ściany klatki piersiowej osłonięty z boku przed promieniowaniem fotonowym. Energię elektronów dopasowuje się w systemie planowania leczenia (*SPL*) indywidualnie dla każdego pacjenta i zależy ona od grubości ściany klatki piersiowej pacjenta. Obszary te napromienia się bezpośrednio po napromienianiu wiązkami promieniowania X_{15MV} , z odległości $SSD = 100-110$ cm, a wartość dawki określa się przy użyciu systemu planowania leczenia dla głębokości dawki maksymalnej d_{max} , odpowiedniej dla energii zastosowanych elektronów. Parametry wiązek oraz plan napromieniania zawierają odpowiednio tabela V.4 oraz tabela V.5.

Tabela V.4. Parametry wiązek stosowanych w II metodzie *TBI*.

Liczba frakcji/nazwa	Energia wiązki promieniowania	SSD [cm]	Rozmiar pola	Zmierzona moc dawki
6/boczne	15 MV	330	132 x 132 cm ²	0.065 Gy/min (d=10 cm)
2/elektronowe	6-12 MeV	100-110	15 x 15 cm ² 20 x 20 cm ² 25 x 25 cm ²	3 Gy/min (odpowiednia wartość d_{ref} dla każdej energii)

Tabela V.5. Schemat napromieniania pacjenta w II technice TBI

Pora napromieniania	Numer frakcji	Nazwa pola	SSD [cm]	Planowana dawka w PC [Gy]	Suma planowanej dawki w PC [Gy]	Punkty pomiarowe**
1 dzień						
Rano	1	Boczne lewe	330	1	1	1,2,3,4,5
	1	Boczne prawe	330	1	2	1,2,3,4,5
Wieczór	2	Boczne lewe	330	1	3	5,5a,6,6a
	2	Boczne prawe	330	1	4	5,5a,6,6a
2 dzień						
Rano	3	Boczne lewe osłona x ⁺ czasu	330	1	5	7,8,10
		Boczne Prawe osłona x ⁺ czasu	330	1	6	7,8,10
		Boczne elektronowe prawe	100	2	-	9
		Boczne elektronowe lewe	100	2	-	9a
Wieczór	4	Boczne lewe osłona x ⁺ czasu	330	1	7	7a,8a,10a
		Boczne elektronowe prawe	100	2		9
		Boczne Prawe osłona x ⁺ czasu	330	1	8	7a,8a,10a
		Boczne elektronowe lewe	100	2		9a
3 dzień						
Rano	5	Boczne Lewe	330	1	9	1a,2a,3a,4a
	5	Boczne Prawe	330	1	10	1a,2a,3a,4a
Wieczór	6	Boczne lewe	330	1	11	9,9a,
	6	Boczne prawe	330	1	12	9,9a

W tabeli V.5:

*x - to czas napromieniania z boczną osłoną płucną, określony, z uwzględnieniem 10% transmisji dawki przez osłonę oraz z założeniem by maksymalna całkowita dawka w płucach nie przekroczyła wartości 10 Gy.

** - dotyczą wykazu punktów pomiarowych przedstawiono w tabeli IV.3

Pomieszczenia akceleratorów wyposażone są w zestawy 2 kamer oraz głośników z mikrofonami, w celu zapewnienia stałego kontaktu z napromienianym pacjentem oraz by umożliwić zespołowi medycznemu obserwację pacjenta w trakcie terapii.

Przygotowanie pacjenta do napromieniania całego ciała w metodzie II nie różni się od sposobu realizacji przygotowania w metodzie I. Przeprowadza się kolejno:

- Symulację wstępną pacjenta,
- Tomografię komputerową (TK) – obrazy przesyłane są do systemu planowania leczenia,
- Przygotowanie planu napromieniania.

Szczegółowy opis wymienionych etapów przygotowujących pacjenta do napromieniania zawiera rozdział IV.1.

V.3.1 Przygotowanie danych w systemie planowania leczenia (SPL) do napromieniania bocznych wiązek elektronowych

Przesłane do systemu planowania leczenia obrazy tomograficzne służą do zebrania danych topograficznych pacjenta: lokalizacji punktów pomiarowych w pacjencie, pomiaru grubości warstwy bolusa dla każdego z punktów. Obrazy te pozwalają także na wyznaczenie kształtu osłony indywidualnej na tkankę płucną dla pól bocznych. Dodatkowo w *SPL* wykonuje się plany napromieniania ściany klatki piersiowej z boku wiązkami elektronowymi. Kształt pola promieniowania jest aperturą osłony bocznej dla wiązek promieniowania X_{15MV} . Wygląd wykonanej ze stopu Wood'a apertury dla bocznego pola elektronowego stosowanego w metodzie II przedstawia rysunek (V.10).



Rysunek V.10. Fotografia zamontowanej w uchwycie aplikatora apertury wiązki elektronowej (grubość apertury ma 2 cm) dla pola bocznego stosowanego w II metodzie napromieniania *TBI*.

Plany rozkładów dawki dla napromieniania ściany klatki piersiowej wiązkami elektronowymi i wyznaczenie *LJM* wykonuje się w systemie planowania leczenia. Energię elektronów dobiera się tak, by izodoza 90% dawki planowanej obejmowała obszar, do którego należy dostarczyć brakującą dawkę. Dobór energii elektronów jest zatem zależny od bocznej grubości ściany klatki piersiowej pacjenta. Zdarza się że stosuje się połączenie dwóch różnych energii elektronów, by napromienić żądaną dawką interesujący nas obszar. W taki sposób uzyskuje się 2 boczne pola elektronowe dla każdego z płuc. Tak wykonane osłony na pola elektronowe mocowane są do aplikatorów elektronowych będących na wyposażeniu aparatu terapeutycznego (rysunek V.10). W trakcie napromieniania ściany klatki piersiowej pacjent ułożony jest na stole terapeutycznym aparatu w pozycji na plecach i, podobnie jak dla pól fotonowych, z rękami założonymi za głowę. Pozycja ustawienia ramienia akceleratora dla pola lewego wynosi 90° a dla pola prawego 270° .

V.3.2 Obliczenia czasów napromieniania w metodzie II

Przy wyznaczaniu czasu napromieniania bocznymi wiązkami promieniowania X_{15MV} , postępujemy zgodnie ze schematem i według wzorów jak w opisywanej w rozdziale (V.1.2) technice I.

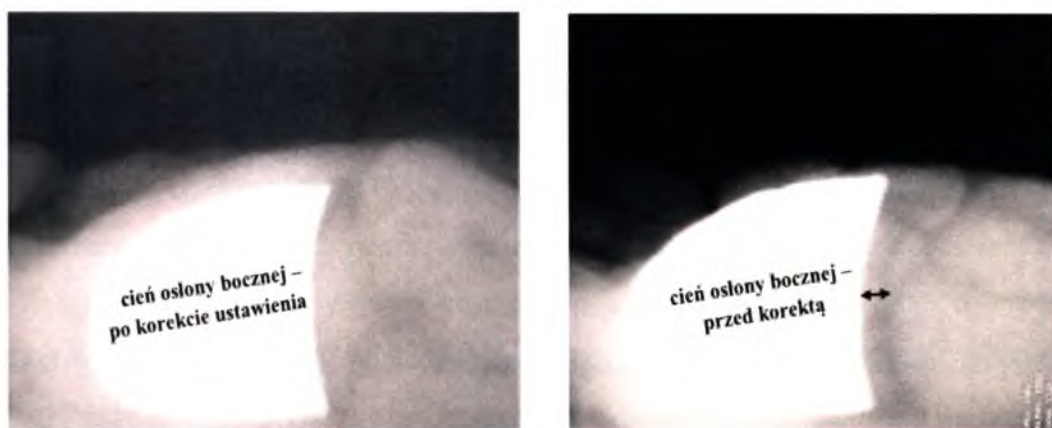
Do obliczeń czasu napromieniania dla frakcji bocznych oraz dawek w wyznaczonych punktach należy skorzystać z:

- wyznaczonego doświadczalnie dla promieniowania X_{15MV} spadku procentowych dawek wraz z głębokością (*PDD*) (rozdział II.4.3),
- profilu wiązki wyznaczonego w fantomie wodnym (rozdział II.4.2),
- pomiaru wydajności przyspieszacza wykonanej w warunkach napromieniania (rozdział II.4.4).

W procesie planowania należy stosować odpowiednio parametrów wiązek tego akceleratora, na którym odbywa się napromienianie (metoda II - akcelerator *ELEKTA*).

V.3.3 Realizacja napromieniania metodą II

Realizacja napromieniania pól bocznych w metodzie II odbywa się według identycznego schematu zawartego w tabeli V.5. Jeśli w tej frakcji bocznej należy zastosować osłonę na płuca, wówczas przed dostarczeniem pełnej dawki frakcyjnej wykonuje się zdjęcie portalowe (podając około 1-2 JM) w celu sprawdzenia poprawności ułożenia osłony bocznej. Po zweryfikowaniu jej ułożenia, pacjentowi zostaje dostarczona zaplanowana dawka frakcyjna. Portalowe zdjęcia weryfikacyjne, wykonane przy użyciu wiązki generowanej przez akcelerator, przedstawia rysunek V.11



Rysunek V.11. Fotografie przedstawiające sposób korekty (w przypadku stwierdzenia takiej konieczności) ułożenia osłony bocznej poprzez wykonane boczne zdjęcie portalowe.

Przed rozpoczęciem napromieniania pacjenta techniką *TBI* wykonuje się sprawdzenie poprawności wykonania i ułożenia osłony dla bocznych pól fotonowych. Kształt i wielkość osłony bocznej są weryfikowane i zatwierdza się je poprzez uzyskanie rentgenowskiego zdjęcia portalowego. Po stronie lewej na rysunku V.11 widoczny jest kształt osłony po korekcie jej ułożenia względem pozycji pacjenta. Po stronie prawej rysunku V.11 widoczne jest wykonane zdjęcie weryfikacyjne przed poprawą położenia osłony względem tkanki płucnej. Na zdjęciu tym nieosłonięty fragment płuc nad przeponą pacjenta oznaczony został strzałką.

VI. Wyniki wykonanych obliczeń dawki oraz pomiarów dozymetrii *in vivo*

Wyniki obliczeń dawek oraz jej pomiarów stanowią w grupie I zbiór 3160 danych zarówno dla dawek obliczonych jak i dla dawek zmierzonych. W grupie pacjentów napromienianych techniką II otrzymano odpowiednio 1000 zebranych danych obliczonych jak i zmierzonych. Prezentowane w dalszej części tego rozdziału wyniki zestawiono z uwzględnieniem:

1. Metody napromieniania:

- Metoda I
- Metoda II

2. Rodzaju otrzymanych wyników:

- Metoda I: a) Dawka obliczona
b) Dawka zmierzona
- Metoda II: a) Dawka obliczona
b) Dawka zmierzona

3. Sposobu gromadzenia danych :

- Metoda I:
 - a) Dawka obliczona :
 - ✓ średnia dawka obliczona dla poszczególnego pacjenta z 20 punktów pomiarowych
 - ✓ średnia dawka obliczona dla danego punktu pochodząca od wszystkich pacjentów
 - b) Dawka zmierzona:
 - ✓ średnia zmierzona dawka dla poszczególnego pacjenta z 20 punktów
 - ✓ średnia zmierzona dawka dla danego punktu u wszystkich pacjentów
- Metoda II
 - a) Dawka obliczona:
 - ✓ średnia dawka obliczona dla pacjenta w 20 punktach
 - ✓ średnia dawka obliczona dla danego punktu z wszystkich pacjentów
 - b) Dawka zmierzona:
 - ✓ średnia dawka dla całego pacjenta zmierzona w 20 punktach
 - ✓ średnia dawka zamierzona dla danego punktu u wszystkich pacjentów

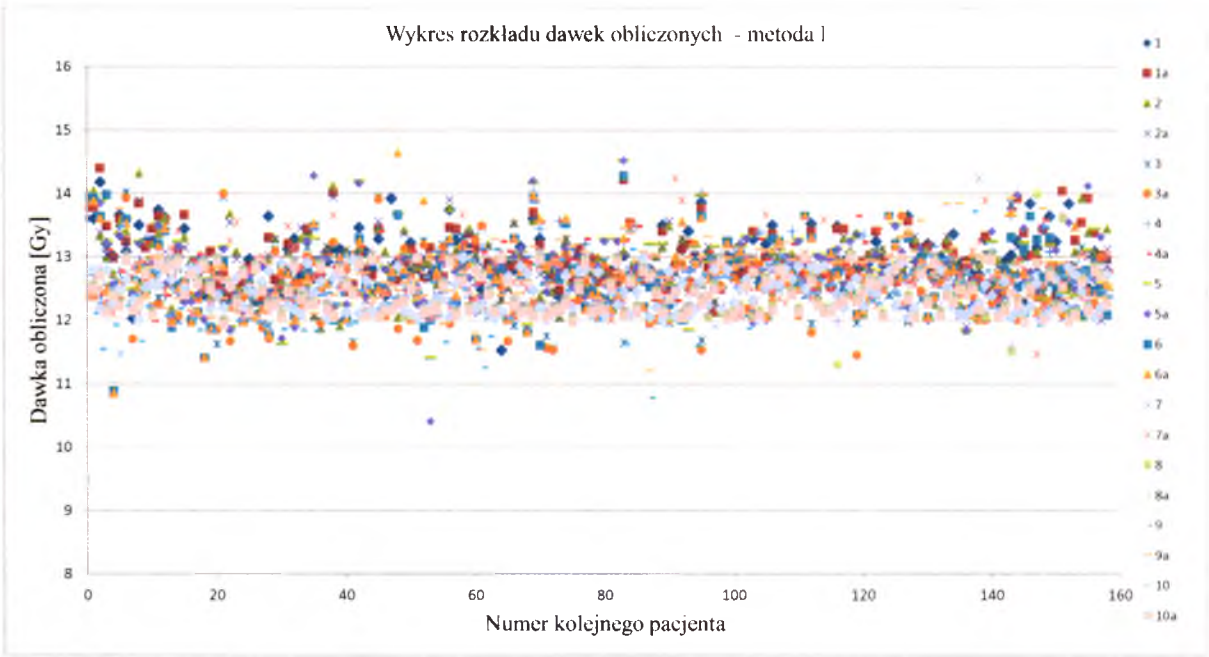
Kolejno, w dalszej części pracy, zamieszczono wyniki pogrupowane (wg schematu prezentowanego powyżej) osobno dla dawek zmierzonych i obliczonych oraz oddzielnie dla każdej grupy pacjentów. Analiza rozkładu dawek pod względem porównania z dawką planowaną na całe ciało, z osobna dla każdego pacjenta, określa jednorodność dawki dostarczonej do całego pacjenta.

Drugi prezentowany sposób przedstawienia wyników polega na analizie wszystkich punktów pomiarowych (lokalizacja i liczba tych punktów zostały określone przez autora i opisane w rozdziale IV.1 tej pracy), w celu sprawdzenia, które obszary ciała pacjentów narażone są na największą niehomogeniczność dawki. Przeanalizowano osobno wszystkie pomiary, jak i rozkład wartości średnich otrzymanych wyników. Pomiary dawek pochodzących od pól elektronowych wykonywano na skórze detektorami typu *MOSFET* umieszczonymi w nakładkach *build-up*, w środku pola promieniowania określonego przez aperturę elektronową. Wyniki tych pomiarów dozymetrycznych stanowią weryfikację wiązki stosowanych elektronów. Dopuszczalna różnica pomiędzy obliczeniami a pomiarem wynosiła $\pm 2\%$. Przeprowadzono również analizę wyrażonej w procentach różnicy pomiędzy poszczególnymi dawkami obliczonymi a zmierzonymi w obydwu grupach. Ze względu na parametry wiązki promieniowania, a w szczególności profil boczny wiązki oraz rozkład sumy *PDD* z obu naprzeciwległych wiązek bocznych, przeanalizowano symetrię rozkładu dawki w pacjencie względem osi długiej pacjenta (rozkład dawki po stronie prawej pacjenta względem dawki po stronie lewej pacjenta). Analizę tę wykonano dla symetrycznych punktów w pacjencie osobno dla grupy I i II oraz oddzielnie dla dawki zmierzonej oraz obliczonej.

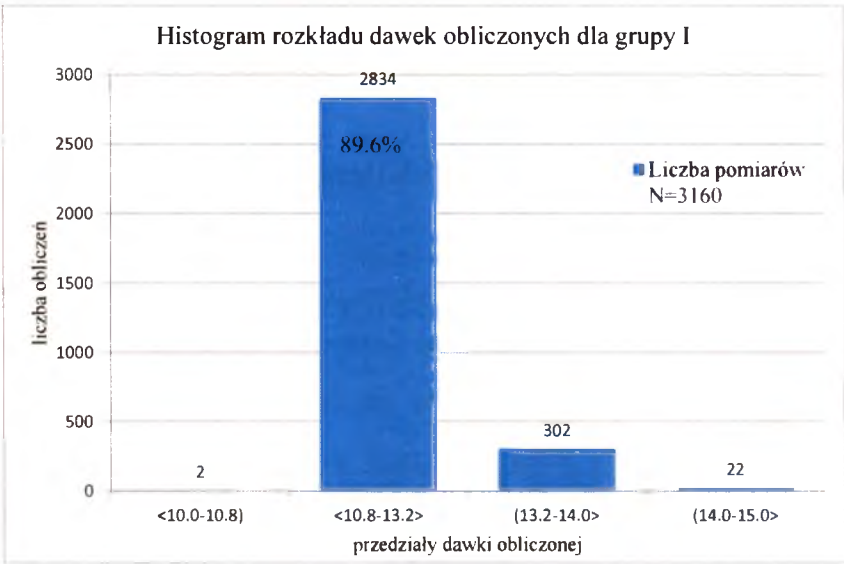
VI.1. Metoda I – statystyka dawek obliczonych

Na rysunku VI.1 przedstawiono wykres rozkładu wszystkich obliczonych dawek w 20 punktach, zaplanowanych dla każdego kolejnego pacjenta. Na wykresie tym można zauważyć, że dawka obliczona koncentruje się w okolicy przedziału pomiędzy 12 Gy a 13 Gy, przy czym dokładna analiza danych pozwala zauważyć, że średnia wartość minimalna dla całej badanej populacji osiąga wartość 12.0 Gy (tabela VI.1), natomiast średnia wartość maksymalna dawki równa jest 13.4 Gy. Założony stopień homogeniczności dawki przyjęto na poziomie przedziału procentowego ($\pm 10\%$) względem dawki planowanej na punkt *PC*=12 Gy. Przedział ten, czyli dawkę pomiędzy 11.8 Gy a 13.2 Gy, w tej analizowanej

grupie, osiąga 89.6% wszystkich wyników (rysunek VI.2). W tabeli VI.1 zestawiono wyniki oddzielnie dla każdego pacjenta. Średnia różnica procentowa różnicy pomiędzy dawką otrzymaną a dawką planowaną równą 12 Gy, dla wszystkich pacjentów w grupie I wynosi $\Delta_{12Gy}=5.5\%$.



Rysunek VI.1. Rozkład dawek obliczonych we wszystkich 20 punktach dla kolejnych napromienianych pacjentów stosując I technikę napromieniania.



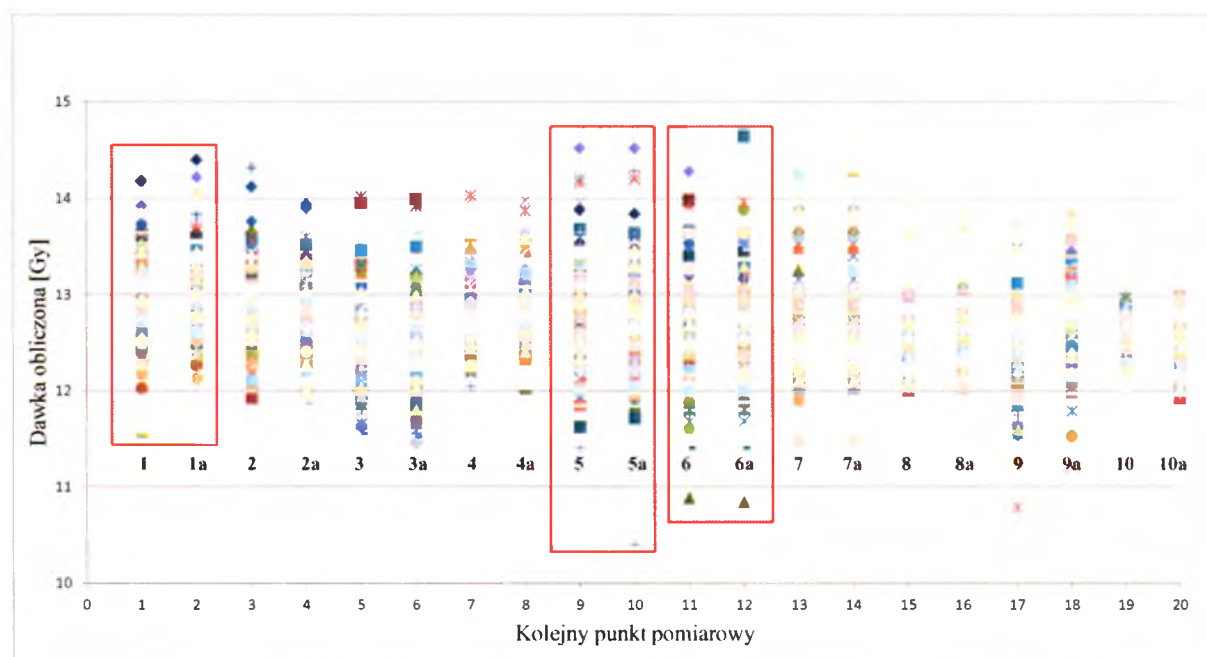
Rysunek VI.2. Histogram rozkładu dawek obliczonych we wszystkich punktach dla grupy pacjentów napromienianych przy zastosowaniu metody I. Przedział dawek pomiędzy 10.8 Gy a 13.2 Gy osiąga 89.6% wszystkich obliczeń.

Tabela VI.1. Zestawienie średnich wartości dawek otrzymanych z obliczeń w 20 punktach pomiarowych, dla kolejnego pacjenta napromienianego metodą I.

Kolejny pacjent	Statystyka opisowa/ metoda I / N=20 punktów/ Dawka Obliczona [Gy]						
	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	SD	SD [%]	Śr.Δ _{12Gy} [%]
1	13,0	12,7	12,1	14,0	0,7	5,4	8,6
2	12,9	12,7	11,5	14,4	0,8	6,0	7,7
3	12,8	12,8	12,1	14,0	0,5	3,9	6,6
4	12,3	12,4	10,8	13,0	0,6	4,6	2,6
5	12,8	12,7	11,5	13,8	0,6	4,9	6,9
6	13,1	13,1	12,2	14,0	0,5	3,6	9,4
7	12,4	12,4	11,7	12,8	0,3	2,1	2,9
8	12,8	12,8	11,7	14,3	0,7	5,3	6,8
9	12,7	12,7	12,2	13,3	0,3	2,3	6,1
10	12,7	12,7	12,0	13,4	0,4	3,4	5,8
11	13,0	13,0	12,2	13,7	0,4	3,3	8,3
12	12,8	12,8	12,1	13,6	0,5	3,7	7,0
13	12,4	12,6	11,9	13,1	0,4	3,1	3,6
14	12,7	12,8	12,0	13,4	0,4	3,1	5,9
15	12,6	12,5	12,3	13,7	0,40	3,13	5,27
-	-	-	-	-	-	-	-
-	-	-	-	-	-	-	-
-	-	-	-	-	-	-	-
146	12,8	12,8	12,1	13,6	0,4	3,1	5,4
147	12,5	12,6	12,2	13,2	0,3	2,4	4,7
148	12,7	12,6	12,0	14,0	0,5	4,1	5,7
149	12,6	12,6	12,0	13,8	0,5	3,7	6,7
150	12,6	12,5	12,1	13,5	0,4	3,2	4,5
151	12,8	12,7	12,0	13,9	0,4	3,4	5,7
152	12,7	12,6	12,1	14,1	0,6	4,4	4,9
153	12,7	12,7	12,0	13,4	0,4	3,0	4,6
154	12,6	12,6	12,0	13,3	0,4	2,9	6,4
155	12,7	12,7	12,1	13,4	0,3	2,6	5,8
156	12,8	12,8	12,1	13,6	0,4	3,1	5,7
157	12,5	12,6	12,2	13,2	0,3	2,4	5,0
158	12,7	12,6	12,0	14,0	0,5	4,1	5,8
Wartość średnia dla wszystkich pacjentów	12,7	12,7	12,0	13,4	0,4	3,3	5,5

W tabeli VI.1 wartość $\Delta_{12\text{Gy}}\%$ stanowi średnią procentową różnicę pomiędzy wartościami obliczonymi z wszystkich punktów dla danego pacjenta, względem wartości dawki w punkcie $PC = 12 \text{ Gy}$.

Na rysunku VI.3 zobrazowano rozkłady obliczonych dawek dla wszystkich pacjentów napromienianych przy zastosowaniu I techniki dla kolejnych punktów pomiarowych. Czerwoną ramką zaznaczono wyniki, które najbardziej odbiegają od dawki planowanej, co potwierdzają przeprowadzone testy istotności statystycznej dla tych punktów ($p < 0.1$). Są to punkty o numerach: 1, 1a, 5, 5a, 6, 6a (tak stanowi tabela IV.3). Zlokalizowane są one kolejno na ramionach (1, 1a) oraz kolanach (5, 5a) i kostkach (6, 6a) pacjentów. Znajdują się one w miejscach, gdzie wartości profilu wiązki osiągają swoje największe odchylenia (108%) w stosunku do osi wiązki promieniowania, czyli w pobliżu granicy obszaru terapeutycznego. Wartości obliczeń w tabeli VI.2 wskazują, że wymienione punkty 1, 1a, 5, 5a, 6, 6a, posiadają wartości od 5.4% do 8.1% średniego odchylenia procentowego od wielkości oczekiwanej. Dla pozostałych punktów wartość $p > 0.1$.



Rysunek VI.3. Rozkład dawek obliczonych [Gy] w kolejnych 20 punktach rozmieszczonych na ciele pacjenta dla wszystkich 158 pacjentów napromienianych przy zastosowaniu I techniki.

Z wykresu na rysunku VI.3 wynika, że najlepszy stopień jednorodności osiąga się w punktach o numerach 4, 4a, oraz 10 i 10a. Są to punkty zlokalizowane w osi wiązki promieniowania, gdzie normalizowana jest obliczana dawka. Punkty 3, 3a oraz 9 i 9a

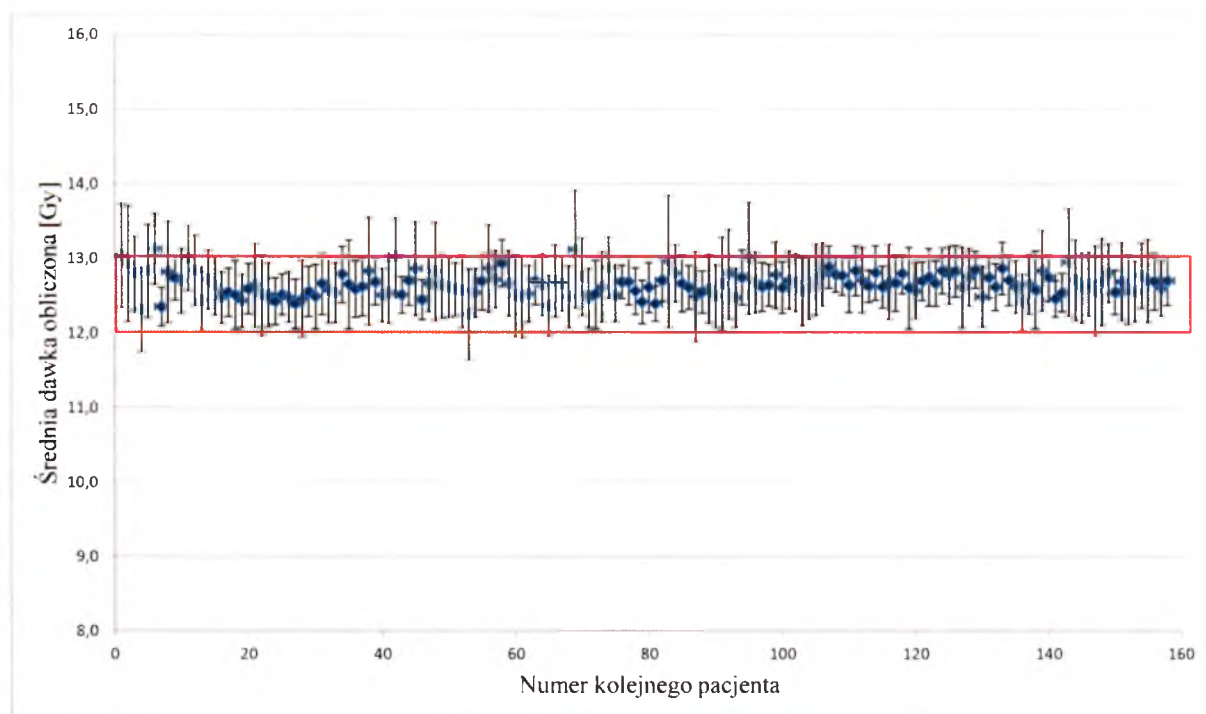
zlokalizowane są w obszarze klatki piersiowej który, z uwagi na wykorzystywanie osłon promieniowania X_{15MV} oraz stosowanie elektronowych pól dopromienających ścianę klatki piersiowej, może zawierać obszary niejednorodnego rozkładu dawki.

Tabela VI.2. Raport średnich wartości dawek otrzymanych z obliczeń dla poszczególnych punktów wszystkich pacjentów napromienianych przy użyciu metody I.

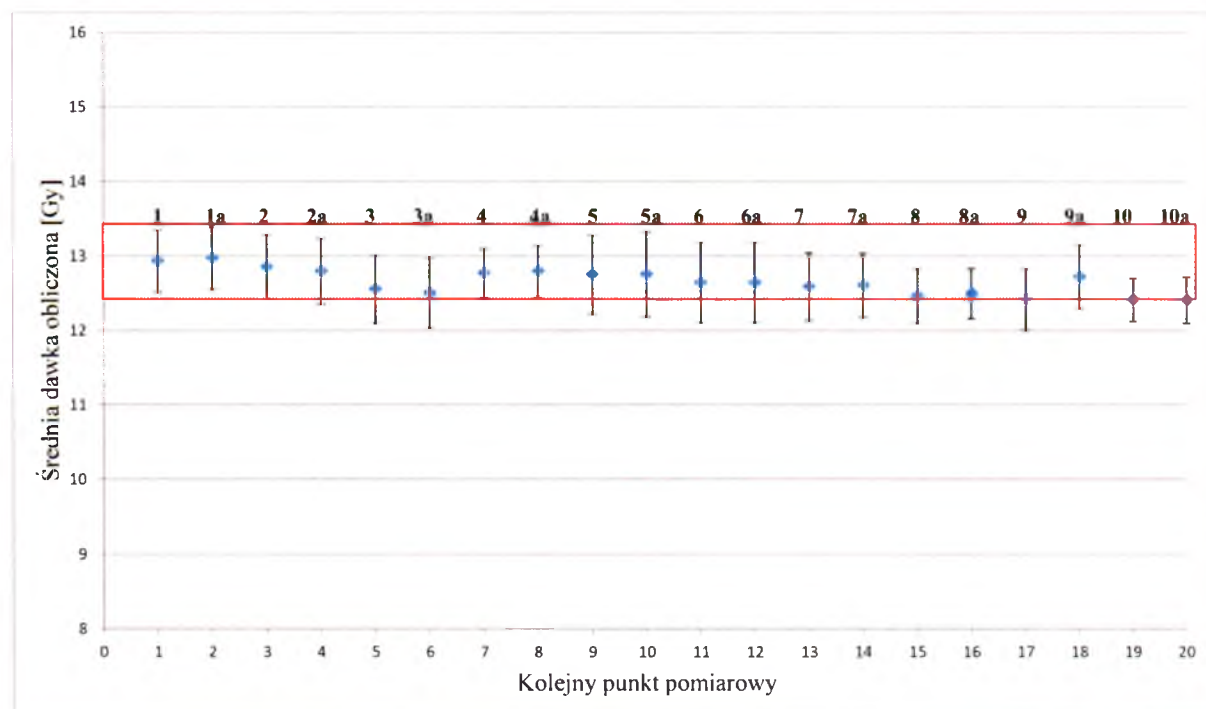
Nazwa punktu pomiarowego	Statystyka opisowa/ metoda I /N=158/ Dawka Obliczona[Gy]						
	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	SD	SD [%]	Śr Δ_{12Gy} [%]
I	12,9	12,9	14,2	11,5	0,4	3,2	7,8
1a	13,0	12,9	14,4	12,1	0,4	3,2	8,1
2	12,9	12,9	14,3	11,8	0,4	3,4	7,1
2a	12,8	12,8	13,9	11,9	0,4	3,4	6,7
3	12,6	12,6	14,0	11,6	0,5	3,6	4,6
3a	12,5	12,5	14,0	11,4	0,5	3,7	4,2
4	12,8	12,8	14,0	12,0	0,3	2,5	6,4
4a	12,8	12,8	14,0	12,0	0,3	2,6	6,7
5	12,8	12,8	14,5	11,4	0,5	4,1	6,3
5a	12,8	12,8	14,5	10,4	0,6	4,5	6,3
6	12,6	12,6	14,3	10,9	0,5	4,2	5,4
6a	12,6	12,6	14,6	10,8	0,5	4,2	5,4
7	12,6	12,5	14,2	11,5	0,5	3,6	4,9
7a	12,6	12,6	14,2	11,5	0,4	3,4	5,1
8	12,5	12,4	14,0	11,3	0,4	2,9	3,9
8a	12,5	12,4	13,7	11,6	0,3	2,7	4,2
9	12,4	12,4	13,7	10,8	0,4	3,3	3,5
9a	12,7	12,8	13,9	11,2	0,4	3,3	6,0
10	12,4	12,4	13,0	12,0	0,3	2,3	3,5
10a	12,4	12,4	13,0	11,9	0,3	2,5	3,4

W tabeli VI.2 wartość $\Delta_{12Gy}\%$ określa średnią procentową różnicę pomiędzy wartością obliczoną dla danego punktu pomiarowego a planowaną wartością dawki w punkcie $PC = 12$ Gy.

Rozkłady wartości średnich dawek obliczonych dla kolejnych pacjentów oraz średnia wartość obliczona dla całej populacji w kolejnych 20 punktach przedstawiono odpowiednio na rysunkach VI.4 oraz VI.5.



Rysunek VI.4. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej w 20 punktach dla kolejnych pacjentów grupy I. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe *SD* populacji.



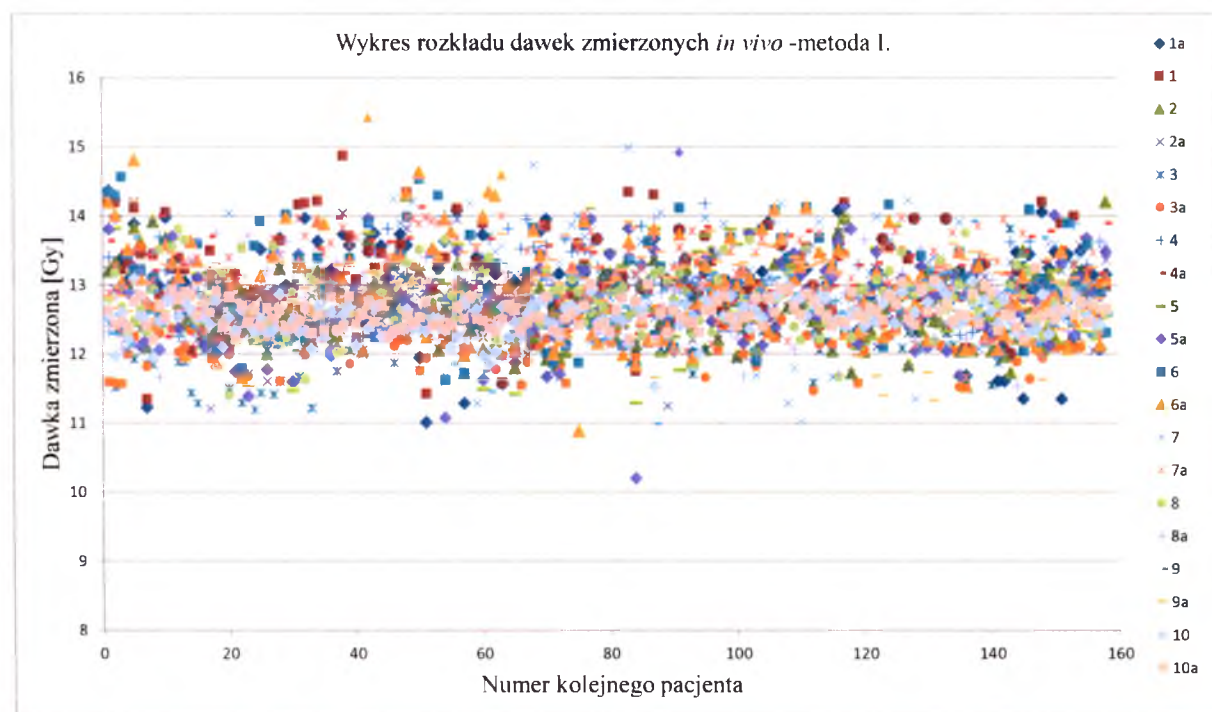
Rysunek VI.5. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej całej populacji pacjentów dla kolejnego punktu pomiarowego. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe *SD* populacji.

Na sporządzonych wykresach rozkładów średnich dawek obliczonych dla kolejnych pacjentów (rysunek VI.4) oraz dla kolejnych punktów (rysunek VI.5) można zauważyć

koncentrację dawek w przedziale od 12 Gy do 13 Gy w obydwu rozpatrywanych wykresach. Przedziały te na wykresach wyróżniono czerwoną ramką.

VI.2 Metoda I – statystyka dawek zmierzonych

Wykres na rysunku VI.6 pozwala zaobserwować, że dawka zmierzona wykazuje większe rozproszenie (w szerszym przedziale dawki) niż dawka obliczona. Wyniki zawierają się w przedziale pomiędzy 12 Gy a 14 Gy. Średnia wartość minimalna z wszystkich pomiarów dla całej badanej populacji osiąga wartość 11.8 Gy (tabela VI.3), natomiast średnia wartość maksymalna dla wszystkich pomiarów równa jest 13.8 Gy. Założenie homogeniczności utrzymania dawki w przedziale procentowym ($\pm 10\%$) dawki planowanej dla punktu $PC = 12$ Gy, czyli dawkę pomiędzy 11.8 Gy a 13.2 Gy osiąga 79.9% wszystkich wyników (rysunek VI.7). Dawki większe od 110% dawki planowanej (czyli powyżej 13.2 Gy) stanowi grupa 12.2% wszystkich pomiarów, natomiast skrajne wartości dawek poniżej 10.8 Gy oraz powyżej 15 Gy osiągają jedynie pojedyncze pomiary.



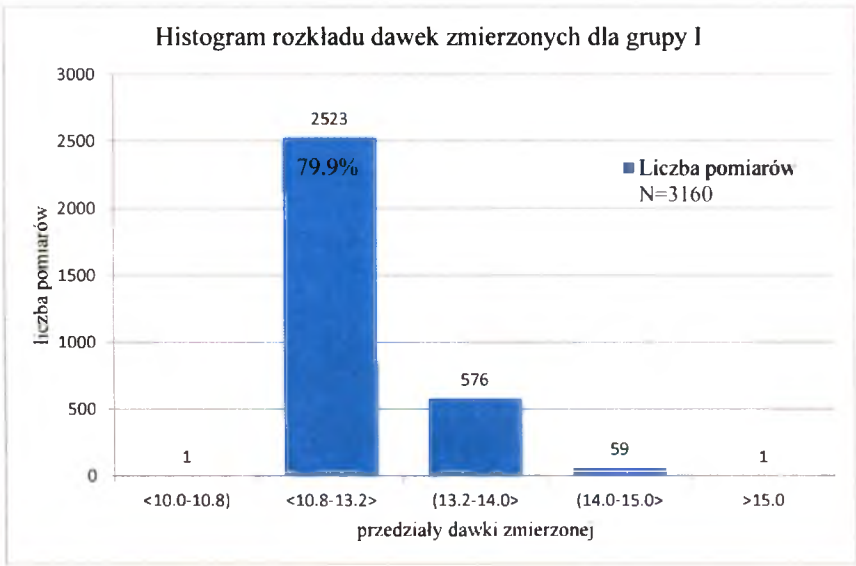
Rysunek VI.6. Rozkład dawek zmierzonych *in vivo* we wszystkich 20 punktach dla kolejnych napromienianych pacjentów stosując I technikę napromieniania.

W tabeli VI.3 zestawiono wyniki średnie dla całej grupy pacjentów napromienianych przy zastosowaniu metody I. Średnia różnica procentowa odchyień otrzymanej dawki dla wszystkich pacjentów od dawki planowanej 12 Gy wynosi $\Delta_{12\text{Gy}}=6.4\%$

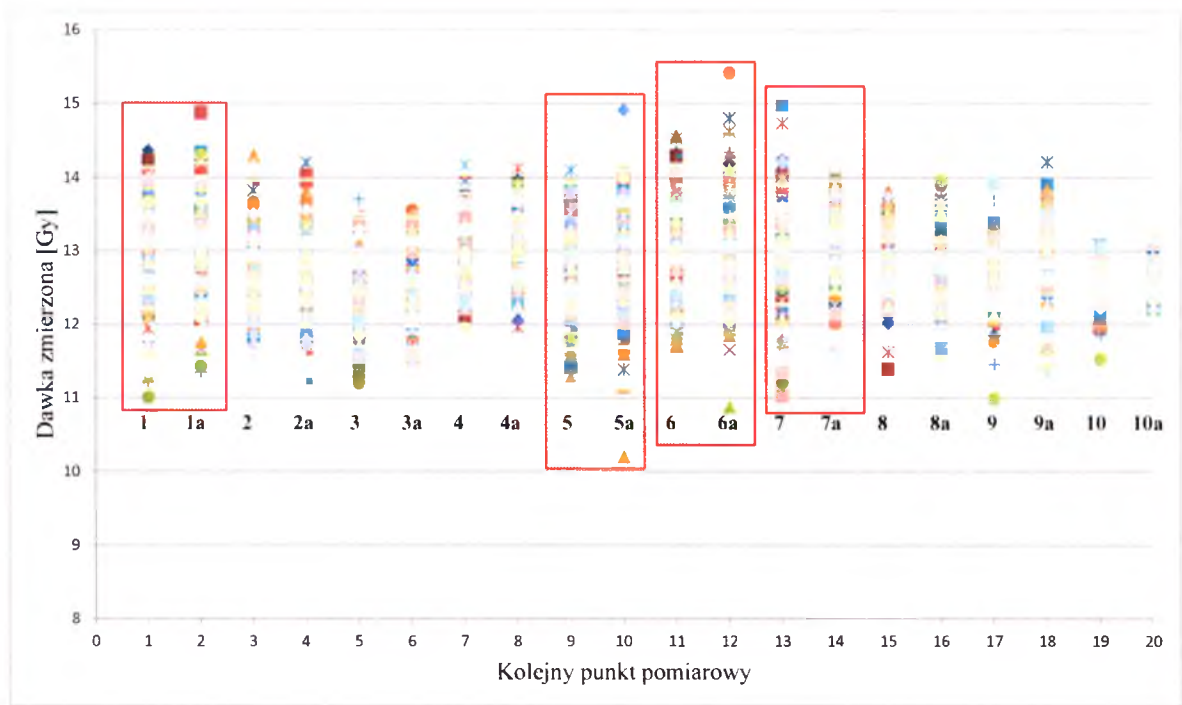
Tabela VI.3. Raport średnich wartości dawek otrzymanych z pomiarów *in vivo* w 20 punktach pomiarowych dla wszystkich pacjentów napromienianych przy zastosowaniu metody I.

N=158 pacjentów	Statystyka opisowa/ metoda I / N=20 punktów/ Dawka Zmierzona [Gy]						
	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	SD	SD [%]	Śr. $\Delta_{12\text{Gy}}\%$
Wartości pomiarów całej populacji	12.8	12.8	11.8	13.8	0.5	0.04	6.4

W tabeli VI.3 wartość $\Delta_{12\text{Gy}}\%$ określa średnią procentową różnicę pomiędzy wartościami zmierzonymi we wszystkich punktach dla danego pacjenta a planowaną wartością dawki w punkcie $PC = 12\text{ Gy}$.



Rysunek VI.7. Histogram rozkładu dawek zmierzonych we wszystkich punktach dla grupy pacjentów napromienianych przy zastosowaniu metody I. Przedział dawek pomiędzy 10.8 Gy a 13.2 Gy osiąga 79.9% wszystkich pomiarów.



Rysunek VI.8. Rozkład dawek zmierzonych [Gy] dla wszystkich pacjentów napromienianych przy zastosowaniu techniki I w kolejnych 20 punktach na ciele pacjenta.

Na wykresie (rysunek VI.8) zobrazowano rozkład zmierzonych dawek całej populacji pacjentów dla kolejnych punktów pomiarowych. Czerwoną ramką zaznaczono wyniki, które wykazują największy rozrzut w stosunku do dawki planowanej, co potwierdzają przeprowadzone testy istotności statystycznej dla tych punktów ($p<0.1$). Są to punkty 1,1a,5,5a,6,6a, które zlokalizowane są kolejno na ramionach oraz kolanach i kostkach pacjentów oraz punkty 7 i 7a znajdujące się na czole i potylicy pacjenta. Wartości obliczeń zamieszczone w tabeli VI.4 wskazują że wymienione punkty 1,1a,5,5a,6,6a,7 i 7a mają wartości od 7.5% do 8.9% średniego odchylenia procentowego względem wartości oczekiwanej.

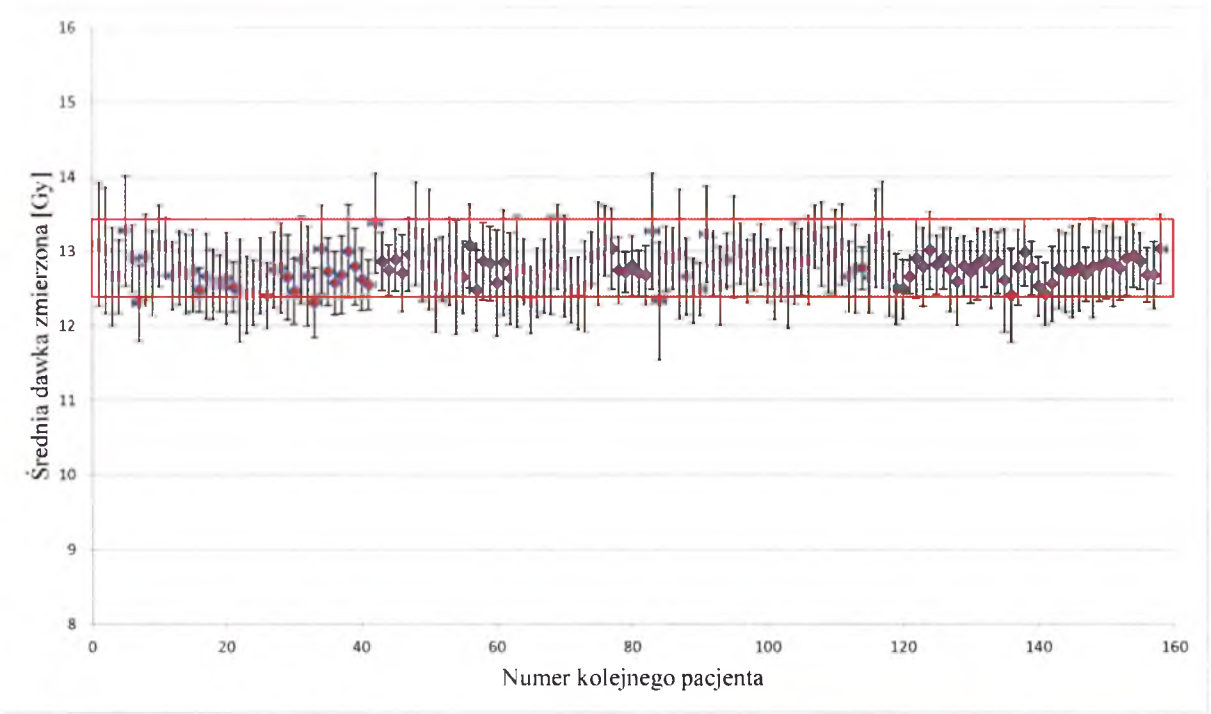
Dla pozostałych punktów wartość $p>0.1$. Wyniki pomiarów dawek otrzymane dla punktów: 4, 4a, 8, 8a, oraz 10 i 10a charakteryzują się najlepszą koncentracją wokół dawki planowanej.

Tabela VI.4. Raport średnich wartości dawek otrzymanych z pomiarów *in vivo* dla poszczególnych punktów wszystkich pacjentów napromienianych metodą I.

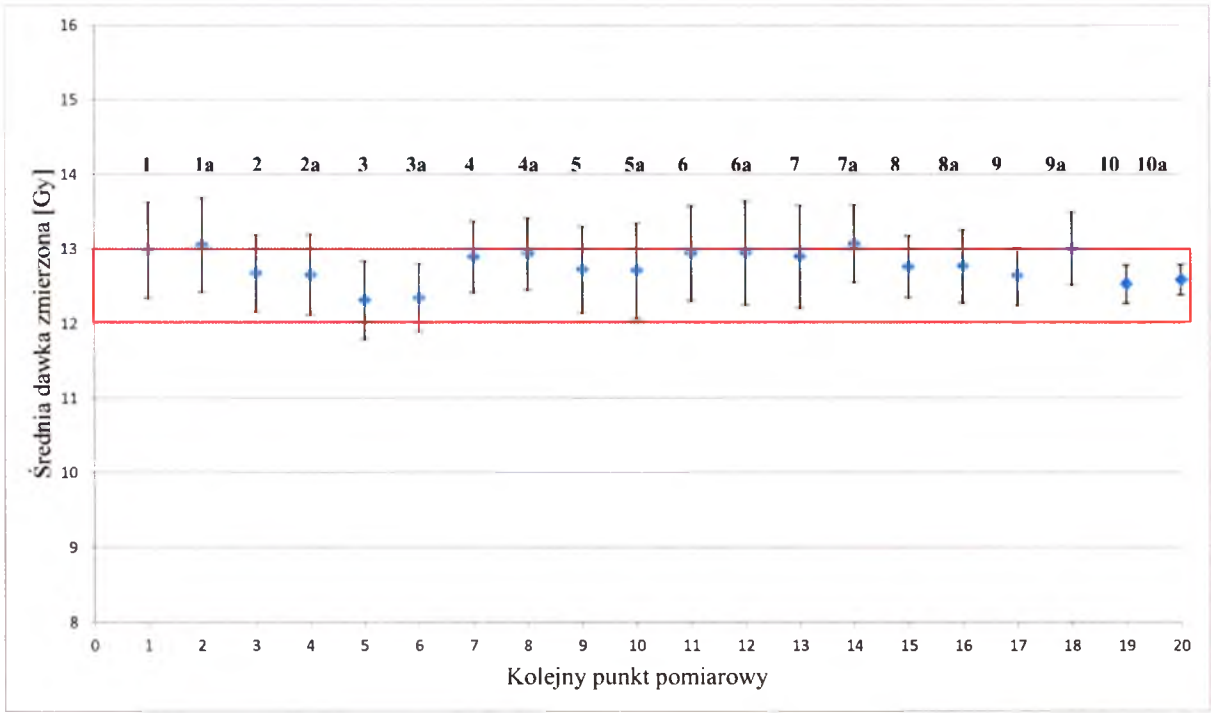
Nazwa punktu pomiarowego	Statystyka opisowa/ metoda I /N=158/ Dawka Zmierzona[Gy]						
	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	SD	SD [%]	Śr.Δ _{12Gy} [%]
1	13,0	13,0	11,0	14,4	0,6	4,9	8,2
1a	13,1	13,0	11,3	14,9	0,6	4,8	8,8
2	12,7	12,6	11,5	14,3	0,5	4,0	5,6
2a	12,7	12,6	11,2	14,2	0,5	4,3	5,4
3	12,3	12,3	11,2	13,8	0,5	4,2	2,6
3a	12,3	12,3	11,5	13,6	0,5	3,7	2,9
4	12,9	12,8	12,0	14,2	0,5	3,7	7,4
4a	12,9	12,9	12,0	14,1	0,5	3,7	7,7
5	12,7	12,8	11,3	14,1	0,6	4,5	6,0
5a	12,7	12,7	10,2	14,9	0,6	5,0	5,9
6	12,9	12,9	11,6	14,6	0,6	4,9	7,8
6a	12,9	12,9	10,9	15,4	0,7	5,3	7,9
7	12,9	12,9	11,0	15,0	0,7	5,3	7,4
7a	13,1	13,0	11,7	14,0	0,5	4,0	8,9
8	12,8	12,8	11,4	13,8	0,4	3,2	6,3
8a	12,8	12,8	11,5	14,0	0,5	3,8	6,4
9	12,6	12,6	11,0	13,9	0,4	3,1	5,3
9a	13,0	13,1	11,3	14,2	0,5	3,7	8,4
10	12,5	12,5	11,5	13,1	0,3	2,0	4,4
10a	12,6	12,6	12,2	13,2	0,2	1,6	4,9

Wartość $\Delta_{12Gy}\%$ w tabeli VI.4 określa średnią procentową różnicę pomiędzy wartością zmierzoną dla danego punktu pomiarowego a planowaną wartością dawki w punkcie $PC = 12\text{ Gy}$.

Wyniki pomiarów średnich dawek na rysunkach VI.9 i VI.10 wykazują tendencję do dawek wyższych od dawki planowanej. Górna granica średnich dawek mieści się w zakładanym przedziale tolerancji (nie przekracza 10 % dawki planowanej).



Rysunek VI.9. Wykres rozkładu średniej dawki zmierzonej w 20 punktach dla kolejnych pacjentów grupy I. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe SD populacji.

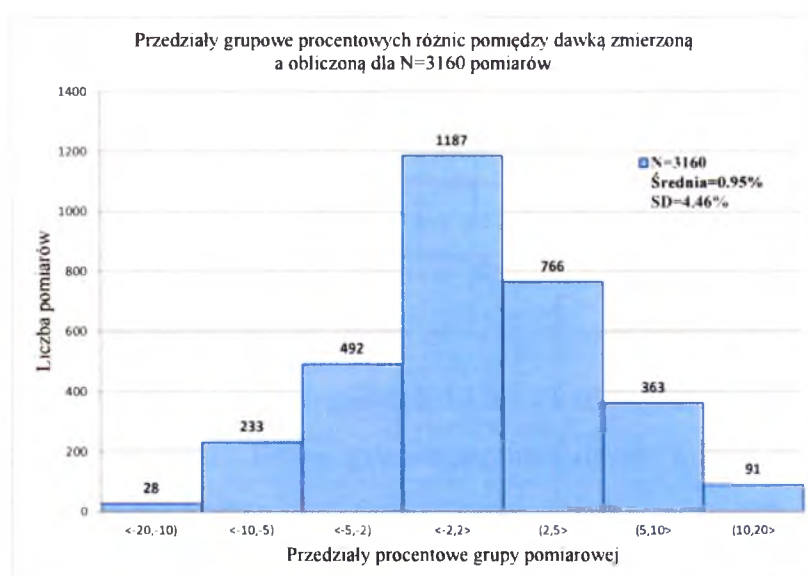


Rysunek VI.10. Wykres rozkładu średniej dawki zmierzonej dla całej populacji pacjentów grupy I dla kolejnego punktu pomiarowego. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe SD populacji.

Wykresy rozkładów średnich dawek zmierzonych w 20 punktach dla kolejnych pacjentów (rysunek VI.9), oraz średnich dawek zmierzonych u całej populacji pacjentów w kolejnych punktach rozmieszczonych na ciele pacjenta (rysunek VI.10) pozwalają zauważyć że dla dawek zmierzonych wartości dawek zawierają się w przedziale od 12 Gy do 13.5 Gy. Przedziały te zaznaczono na wykresach czerwoną ramką.

VI.3 Zestawienie dawek obliczonych ze zmierzonymi – metoda I

W celu porównania dawki zaplanowanej, której wynik obliczono z uzyskaną w trakcie pomiaru, zestawiono te wartości dawek. Wynik otrzymanych procentowych różnic względem dawki obliczonej zamieszczono na histogramie (rysunek VI.11). Rozrzuty pomiędzy dawkami dla 2445 porównań wyników znajdują się w przedziale $\langle -5\%, 5\% \rangle$, przy czym zauważa się, że w większości porównań dawki zmierzone przewyższają wartości dawek obliczonych. Średnia wartość procentowego odchylenia pomiaru dawki względem dawki obliczonej wynosi $\Delta_{obl-zim}\% = 1.0\%$, $SD = 4.5\%$, przy czym otrzymane skrajne wartości procentowych różnic sięgają: $\Delta_{min} = (-)18.9\%$, $\Delta_{max} = 19.7\%$.



Rysunek VI.11. Histogram rozkładu różnic procentowych pomiędzy wykonanymi obliczeniami a otrzymanymi pomiarami dawek detektorami typu MOSFET dla 1 grupy 158 napromienionych pacjentów.

VI.4 Symetria dawek obliczonych i zmierzonych w punktach dla metody I

Na symetryczny rozkład dawek w ciele pacjenta, w szczególności jeżeli rozpatrujemy symetrię strony prawej z lewą ciała pacjenta, zasadniczy wpływ ma ułożenie pacjenta w ramie terapeutycznej, czyli rozmieszczenie w takiej samej odległości każdego punktu na ciele pacjenta względem osi wiązki promieniowania w każdej kolejnej frakcji napromieniania. Prawidłowemu umieszczeniu pacjenta tak, by odległości punktów na skórze były w tych samych odległościach od *PC*, służą znaczniki na ściankach ramy terapeutycznej oraz na skórze pacjenta. Jeżeli chodzi jednak o odtworzenie za każdym razem tej samej głębokości punktu od powierzchni ramy, nie jest to już tak odtwarzalny schemat. Patrząc na rysunek II.25 a) oraz II.25 b), można zauważyć że suma procentowych dawek na głębokości względem znormalizowanej do 100% wartości w osi długiej pacjenta sięga przy ściankach ramy terapeutycznej maksymalnie 112% dawki planowanej. W każdej z frakcji bocznych punkty na ciele pacjenta znajdują się w innej części wykresu tak zsumowanych wartości *PDD*. Stąd też różnice w sumarycznych dawkach po poszczególnych stronach ciała pacjenta mogą się różnić. Różnice te są większe dla dawek zmierzonych niż dla dawek obliczonych, co można zauważyć w prezentowanych tabelach VI.5 oraz VI.6. Dawki obliczone są kalkulowane dla wszystkich frakcji dla tych samych warunków ułożenia (otrzymanych na obrazach tomograficznych), natomiast pomiar dawki jest za każdym razem nową uzyskaną daną wziętą do obliczeń, obarczoną codziennie innym błędem związanym z czynnikami pomiaru *in vivo*.

Tabela VI.5. Wartości średnich dawek obliczonych po stronie prawej pacjenta w punktach 1-6 oraz 9, względem dawek obliczonych po stronie lewej pacjenta w symetrycznych punktach 1a-6a i 9a. Wyjątek stanowią punkty 7,8,10 punkty 7a,8a,10a, które są symetryczne do siebie wzdłuż osi w kierunku *AP/PA*.

Nazwa punktu/strona prawa	Srednia dawka strona prawa [Gy]	Srednia dawka strona lewa [Gy]	Nazwa punktu/ strona lewa	Srednia różnica Δ _{prawa-lewa} [Gy]
1	12,9	12,9	1a	-0,04
2	12,9	12,8	2a	0,05
3	12,6	12,5	3a	0,05
4	12,8	12,8	4a	-0,03
5	12,8	12,7	5a	-0,01
6	12,6	12,6	6a	0,00
7	12,6	12,6	7a	-0,02
8	12,5	12,5	8a	-0,03
9	12,4	12,7	9a	-0,30
10	12,4	12,4	10a	0,00

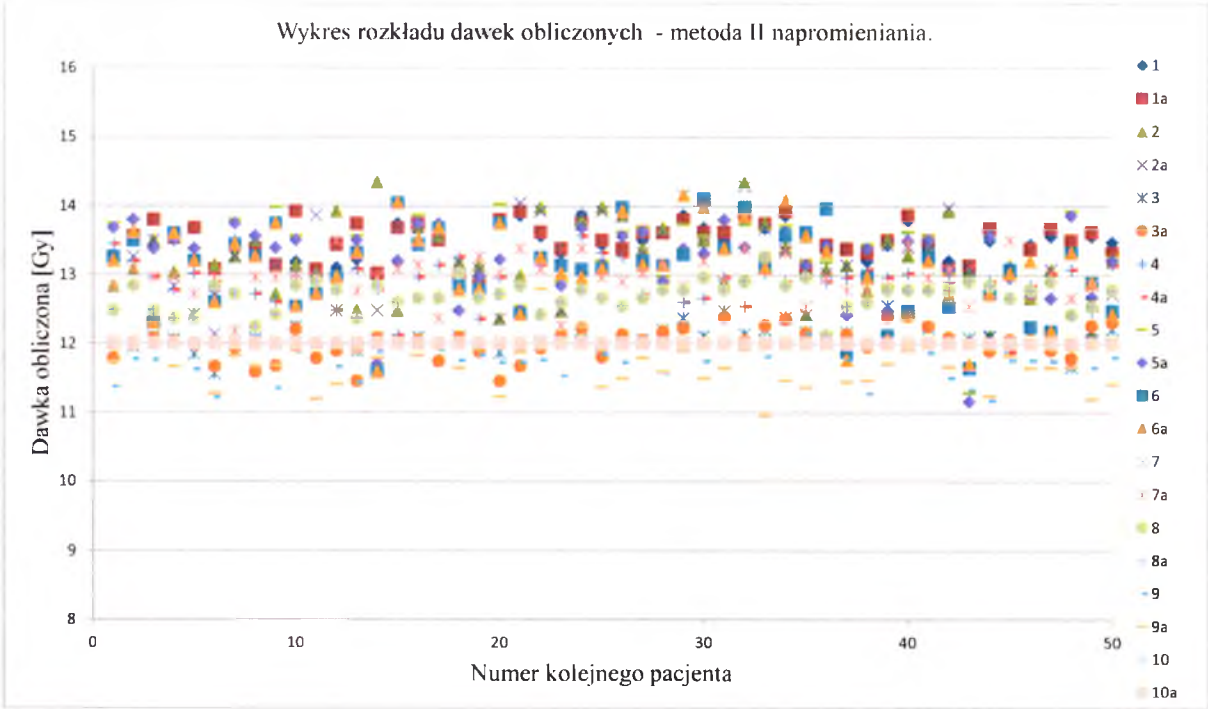
Tabela VI.6. Wartości średnich dawek zmierzonych po stronie prawej pacjenta w punktach 1-6 oraz 9, względem dawek zmierzonych po stronie lewej pacjenta w symetrycznych punktach 1a-6a i 9a. Punkty 7,8,10 oraz punkty 7a,8a,10a, są symetryczne do siebie wzdłuż osi o kierunku AP/PA.

Nazwa punktu/strona prawa	Srednia dawka strona prawa [Gy]	Srednia dawka strona lewa [Gy]	Nazwa punktu/ strona lewa	Srednia różnica $\Delta_{prawa-lewa}$ [Gy]
1	12,9	13,1	1a	-0,07
2	12,7	12,7	2a	0,02
3	12,3	12,3	3a	-0,03
4	12,9	12,9	4a	-0,04
5	12,7	12,7	5a	0,01
6	12,9	12,9	6a	0,00
7	12,9	13,1	7a	-0,18
8	12,8	12,8	8a	-0,01
9	12,6	13,0	9a	-0,36
10	12,5	12,6	10a	-0,06

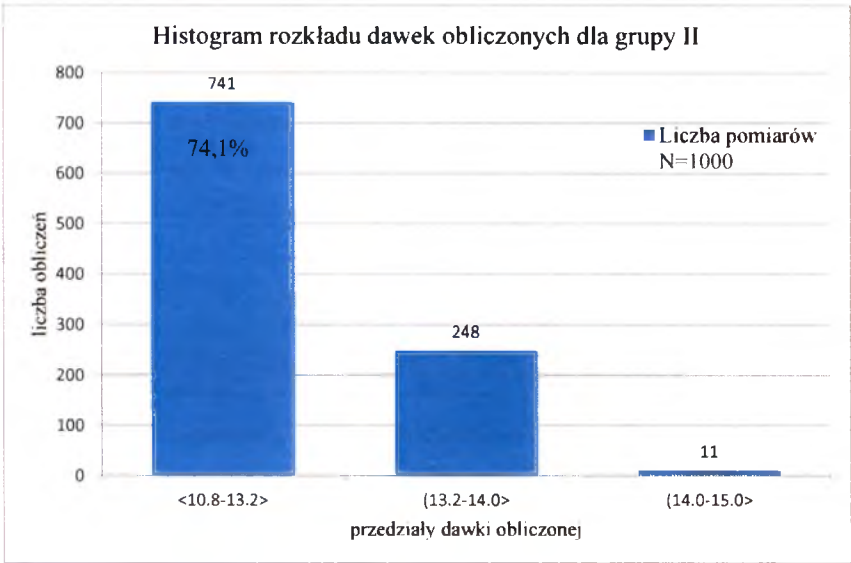
VI.5 Metoda II – statystyka dawek obliczonych

Liczebność analizowanej grupy II stanowiła 30% przypadków grupy I. Rozkład otrzymanych wyników obliczeń dawki przed napromienianiem każdego z pacjentów przedstawia wykres na rysunku VI.12. Na wykresie tym można zauważyć, że dawka obliczona rozkłada się w okolicy przedziału pomiędzy 12 Gy a 14 Gy. Wartości na wykresie (serie danych) zaznaczone kwadratem w kolorze jasnoróżowym, są wartościami dawki obliczonej w punktach 10 oraz 10a. Są to punkty leżące w linii punktu PC. Z tego względu wartość dawki obliczonej w punktach 10 i 10a, w przypadku zastosowania sześciu naprzeciwnych pól bocznych jest równa dawce planowanej na punkt PC, z uwagi na ich identyczną lokalizację względem profilu osi wiązki promieniowania oraz jednakową głębokość mierzoną od ściany ramy terapeutycznej.

Z analizy danych z tabeli VI.8 wynika, że średnia wartość minimalna dla całej badanej populacji osiąga wartość 11.6 Gy, natomiast wartość maksymalna dawki równa jest 13.8 Gy. Założeniem homogeniczności dawki jest otrzymanie wyników obliczeń i pomiarów w przedziale procentowym ($\pm 10\%$) dawki planowanej na punkt PC = 12 Gy. Przedział ten, czyli dawkę pomiędzy 11.8 Gy a 13.2 Gy osiąga 74.1% wszystkich wyników (rysunek VI.13). W tabeli VI.11 zestawiono średnie wyniki odnośnie każdego pacjenta. Średnia różnica procentowa odchyleń otrzymanej dawki obliczonej dla wszystkich pacjentów względem dawki planowanej 12 Gy wynosi $\Delta_{12Gy}=6.1\%$.



Rysunek VI.12. Rozkład dawek obliczonych we wszystkich 20 punktach dla kolejnych napromienianych pacjentów przy stosowaniu II techniki napromieniania.



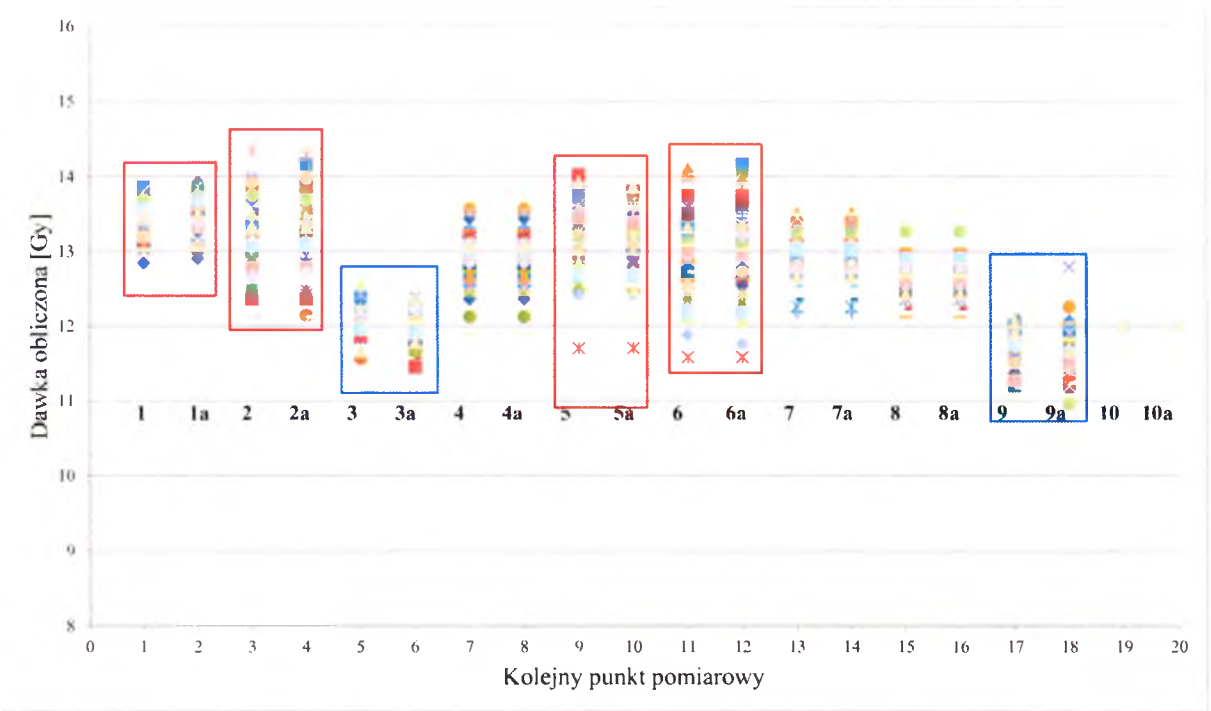
Rysunek VI.13. Histogram rozkładu dawek obliczonych we wszystkich punktach dla grupy pacjentów napromienianych przy zastosowaniu metody II. Przedział dawek pomiędzy 10.8 Gy a 13.2 Gy osiąga 74.1% wszystkich obliczeń. Powyżej przedziału <10.8,13.2> znajduje się 24.8 % wyników dawek obliczonych, natomiast 11 wyników obliczeń osiągnęło przedział dawki pomiędzy 14 Gy a 15 Gy.

Na rysunku VI.14 umieszczono rozkłady obliczonych dawek dla populacji pacjentów napromienianych przy zastosowaniu techniki II dla kolejnych punktów pomiarowych. Czerwoną ramką zaznaczono wyniki, które najbardziej odbiegają od dawki planowanej, co

potwierdzają testy istotności statystycznej dla tych punktów ($p<0.1$). Są to punkty 1,1a,2,2a,5,5a,6,6a, które zlokalizowane są kolejno na ramionach, głowie oraz kolanach i kostkach pacjentów. Są to miejsca gdzie wartości profilu wiązki osiągają swoje największe odchylenia w stosunku do osi wiązki promieniowania, czyli w pobliżu granicy obszaru terapeutycznego. Wartości obliczeń w tabeli VI.7 wskazują że wymienione punkty 1,1a,2,2a,5,5a,6,6a, posiadają również wartości od 8.8% do 12.4% średniego odchylenia procentowego od wielkości oczekiwanej. Dla pozostałych punktów wartość $p>0.1$.

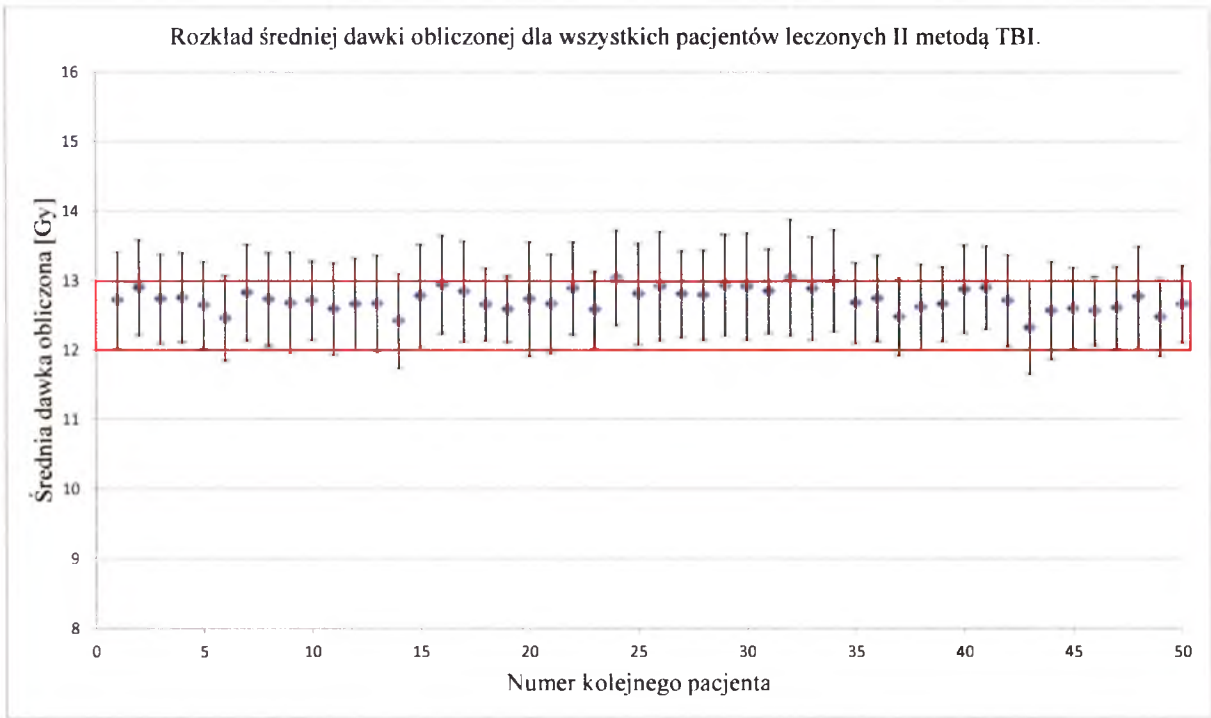
Tabela VI.7. Zestawienie średnich wartości dawek, dla wszystkich pacjentów napromienianych przy zastosowaniu metody II, otrzymanych z obliczeń dla kolejnych punktów. Wartość $\Delta 12Gy\%$ określa średnią procentową różnicę pomiędzy wartością obliczoną dla danego punktu pomiarowego a planowaną wartością dawki w punkcie PC = 12 Gy.

Nazwa punktu pomiarowego	Statystyka opisowa/metoda II/ N=50/ Dawka Obliczona[Gy]						
	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	SD	SD [%]	Śr. $\Delta 12Gy$ [%]
1	13,4	13,5	12,8	13,9	0,3	2,0	12,0
1a	13,5	13,5	12,9	13,9	0,3	2,0	12,4
2	13,2	13,2	12,1	14,3	0,5	4,0	10,1
2a	13,2	13,2	12,1	14,3	0,6	4,2	10,0
3	12,1	12,1	11,6	12,6	0,2	1,5	0,7
3a	12,0	12,0	11,5	12,4	0,2	1,9	0,1
4	12,9	13,0	11,9	13,6	0,3	2,6	7,7
4a	12,9	13,0	11,9	13,6	0,3	2,6	7,7
5	13,3	13,4	11,3	14,0	0,6	4,2	10,4
5a	13,2	13,4	11,2	13,9	0,5	4,0	9,8
6	13,1	13,1	11,6	14,1	0,6	4,7	8,8
6a	13,1	13,1	11,6	14,2	0,6	4,7	8,9
7	13,0	13,0	12,2	13,5	0,3	2,2	8,0
7a	13,0	13,0	12,2	13,5	0,3	2,2	8,0
8	12,7	12,8	12,1	13,3	0,2	1,7	5,8
8a	12,7	12,8	12,1	13,3	0,2	1,7	5,8
9	11,8	11,8	11,2	12,1	0,3	2,2	-2,0
9a	11,7	11,7	11,0	12,8	0,3	2,7	-2,5
10	12,0	12,0	12,0	12,0	0,0	0,0	0,0
10a	12,0	12,0	12,0	12,0	0,0	0,0	0,0

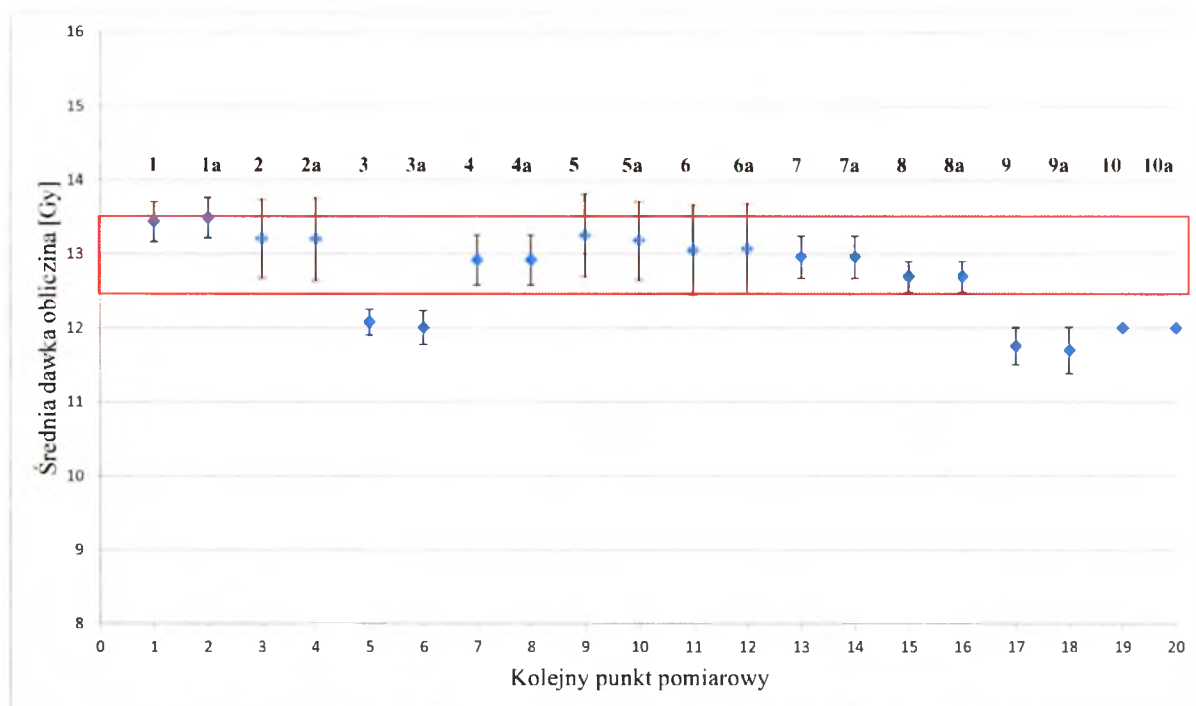


Rysunek VI.14. Rozkład dawek obliczonych [Gy] dla wszystkich pacjentów napromienianych przy zastosowaniu II techniki w kolejnych 20 punktach rozmieszczonych na ciele pacjenta.

Wykresy wartości średnich otrzymanych dla dawek obliczonych dla pacjentów oraz dla grupy punktów prezentują rysunki VI.15 oraz VI.16.



Rysunek VI.15. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej dla całej populacji pacjentów grupy II. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe SD populacji.



Rysunek VI.16. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej dla każdego punktu pomiarowego. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe *SD* populacji.

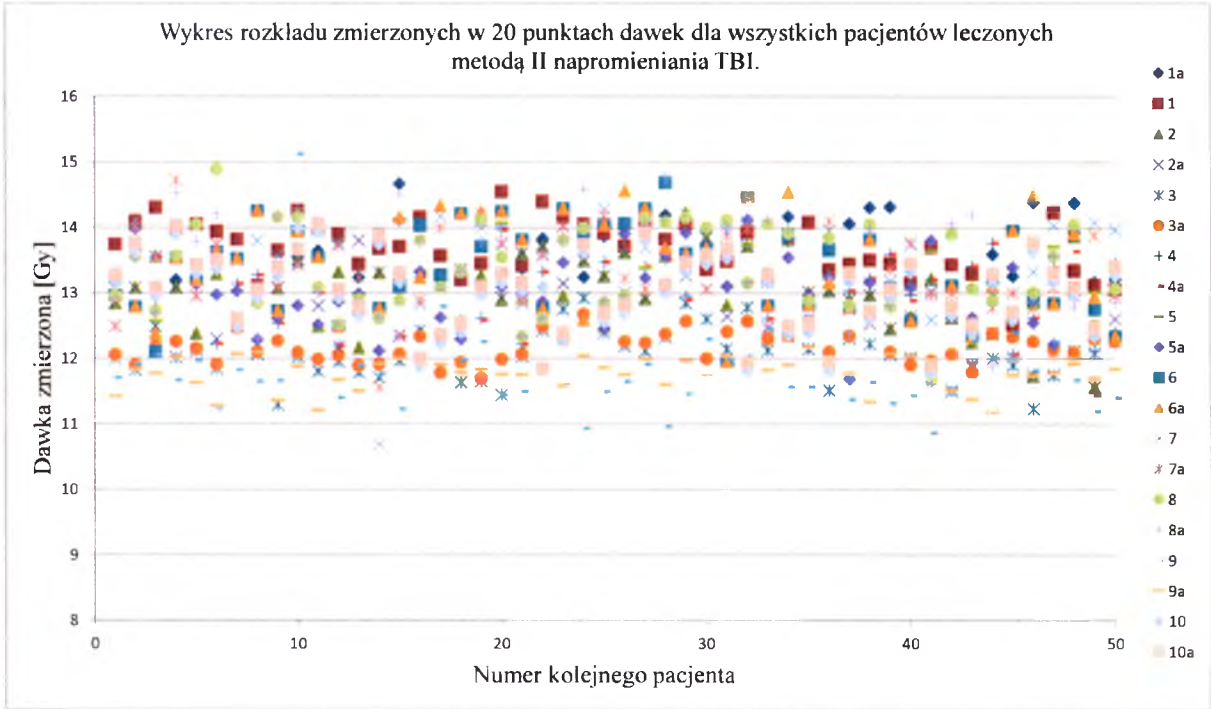
Na podstawie wykresów VI.15 i VI.16 dla II grupy pacjentów ($N=50$) rozkładów średnich dawek obliczonych można zauważyć koncentrację dawek w przedziale od 12 Gy do 13 Gy w analizie dla pacjentów oraz w przedziale od 12.5 Gy do 13.5 Gy dla analizy dawek względem punktów – z wyłączeniem punktów o numerach 3 i 3a oraz 9,9a i 10,10a. Przedziały te zaznaczono czerwoną ramką na wykresach. Na rysunku VI.16 punkty o numerach 3,3a oraz 9,9a znajdują się poza zaznaczonym przedziałem w którym dawka się kumuluje. Punkty te zlokalizowane są na klatce piersiowej, gdzie dawka może osiągać największe odchylenia od dawki planowanej w *PC*. Na wartość tych odchyłeń w dawce wpływają zastosowane osłony na tkankę płucną dla której dawka graniczna wynosi 10 Gy. Dawka w punktach 3 i 3a uzupełniana jest poprzez napromienianie tych obszarów wiązkami elektronowymi, stąd jej średnie wartości osiągają 12 Gy. Niższe od planowanych wartości dawek dla punktów 3,3a oraz 9,9a można również zauważyć na wykresie zamieszczonym na rysunku VI.14, gdzie zaznaczone zostały niebieską ramką.

Tabela VI.8. Raport średnich wartości dawek otrzymanych z obliczeń w 20 punktach pomiarowych wszystkich pacjentów napromienianych przy zastosowaniu metody II. Wartość $\Delta_{12Gy}\%$ określa średnią procentową różnicę pomiędzy wartościami obliczonymi z wszystkich punktów dla danego pacjenta, od planowanej wartości dawki w punkcie $PC = 12\text{ Gy}$.

N=50 pacjentów	Statystyka opisowa/metoda II / N=20 punktów/ Dawka Obliczona [Gy]						
	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	SD	SD [%]	Śr. $\Delta_{12Gy}\%$
Wartość średnia dla całej populacji	12,7	12,8	11,6	13,8	0,66	5,14	6.1

VI.6 Metoda II – statystyka dawek zmierzonych

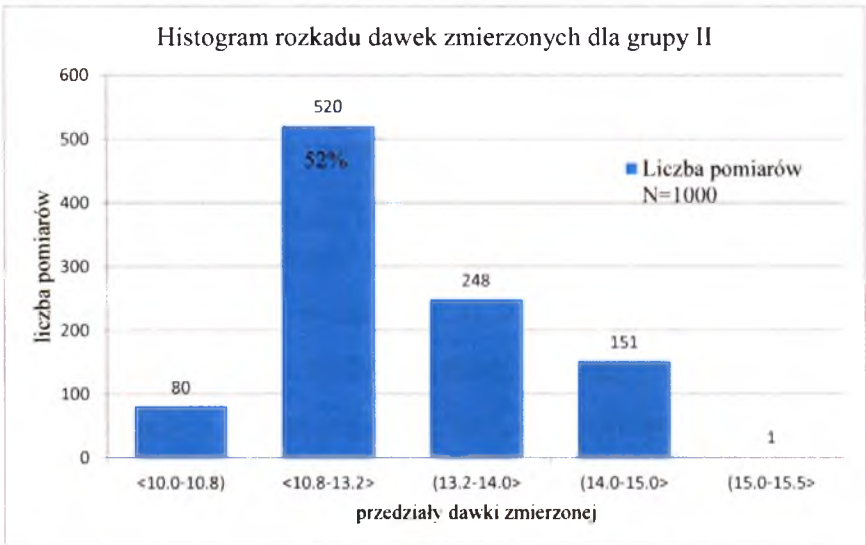
Podobne porównania jak dla dawek obliczonych w grupie II przeprowadzone zostały dla dawek zmierzonych. Wyniki analizy statystycznej dawek zmierzonych dla tej grupy pacjentów zachowują podobne zależności jak dawki obliczone. Rozkłady w pacjencie przekraczają poziom istotności statystycznej $p=0.1$, natomiast w przypadku rozpatrywania punktów, również punkty o numerach 2,2a,5,5a, oraz 6 i 6a skrajnie położone w wiązce promieniowania (co omówione zostało szczegółowo w rozdziale II.4.2 i II.4.3) wykazują większe rozrzuty i różnice statystyczne.



Rysunek VI.17. Rozkład dawek zmierzonych we wszystkich 20 punktach dla kolejnych napromienianych pacjentów przy zastosowaniu II techniki napromieniania.

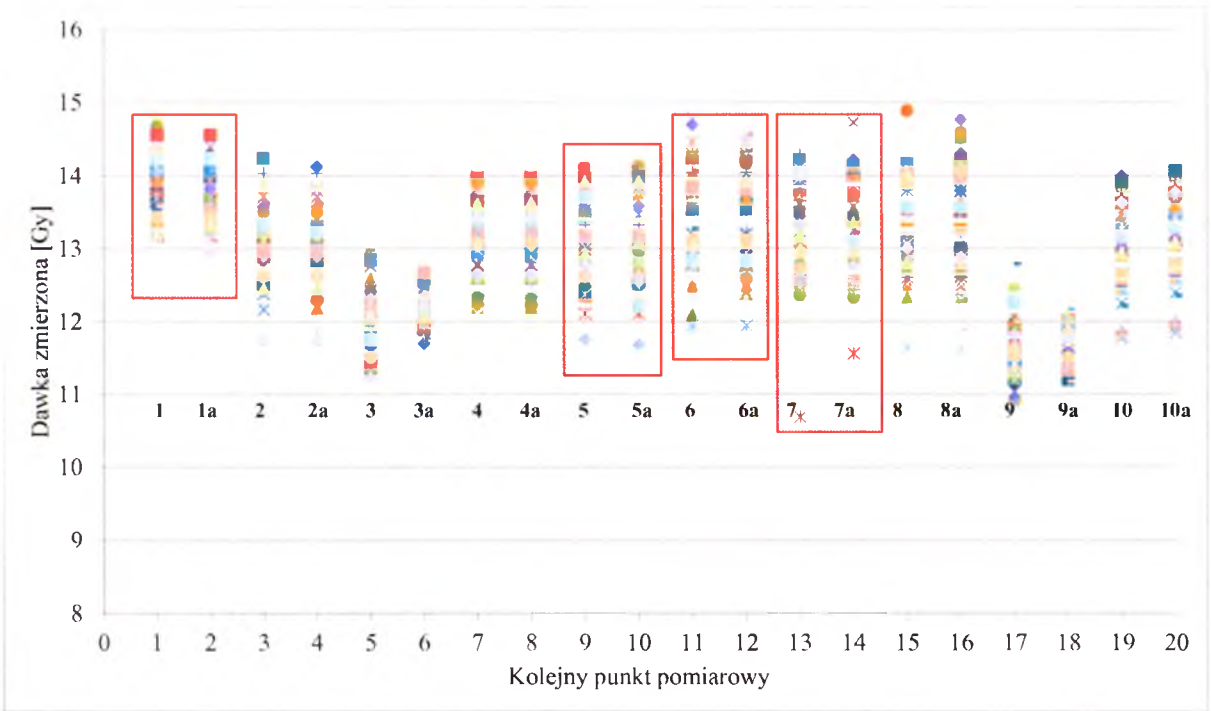
Tabela VI.9. Zestawienie średnich wartości dawek otrzymanych z pomiarów *in vivo* w 20 punktach wszystkich pacjentów napromienianych przy zastosowaniu metody II. Wartość $\Delta_{12Gy}\%$ określa średnią procentową różnicę pomiędzy wartościami zmierzonymi we wszystkich punktach dla danego pacjenta, względem wartości dawki w punkcie $PC = 12$ Gy.

N=50 pacjentów	Statystyka opisowa/metoda II / N=20 punktów/ Dawka Zmierzona [Gy]						
	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	SD	SD [%]	Śr $\Delta_{12Gy}\%$
Wartość średnia dla wszystkich pacjentów	13,0	13,1	11,5	14,2	0,8	5,8	8,2

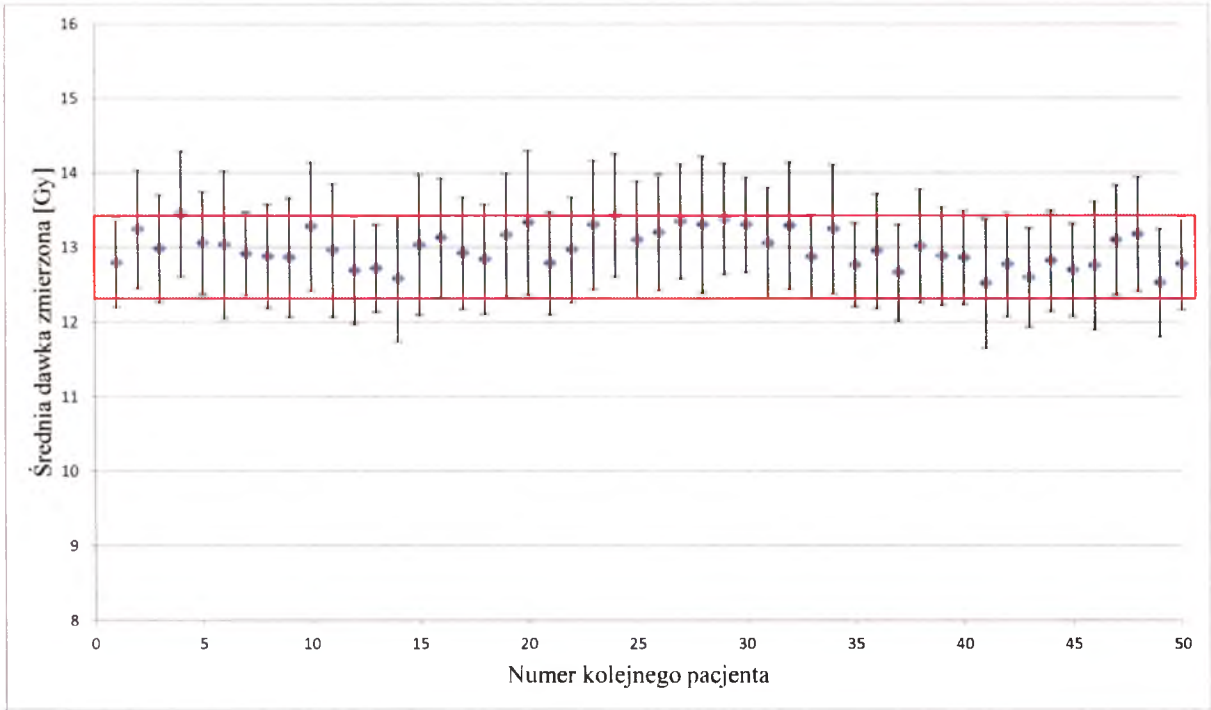


Rysunek VI.18. Histogram rozkładu dawek zmierzonych we wszystkich punktach dla grupy pacjentów napromienianych metodą I. Przedział dawek pomiędzy 10.8 Gy a 13.2 Gy osiąga 52% wszystkich pomiarów.

Na rysunku VI.19 umieszczono rozkłady zmierzonych dawek dla wszystkich kolejnych punktów pomiarowych. Czerwoną ramką otoczono wyniki, które najbardziej odbiegają od dawki planowanej, co potwierdzają testy istotności statystycznej dla tych punktów ($p<0.1$). Są to punkty 1,1a,5,5a,6,6a,7,7a, które zlokalizowane są kolejno na ramionach oraz kolanach, kostkach i głowie pacjentów. Znajdują się ona w pobliżu granicy obszaru terapeutycznego. Wartości obliczeń w tabeli VI.10 wskazują że wymienione punkty 1,1a,2,2a,5,5a,6,6a posiadają wartość w przedziale (od 9.0%-14.7%) średniego odchylenia procentowego od wielkości oczekiwanej. Dla pozostałych punktów wartość $p>0.1$.



Rysunek VI.19. Rozkład dawek zmierzonych [Gy] w kolejnych 20 punktach rozmieszczonych na ciele pacjenta, u wszystkich pacjentów napromienianych przy zastosowaniu techniki II.

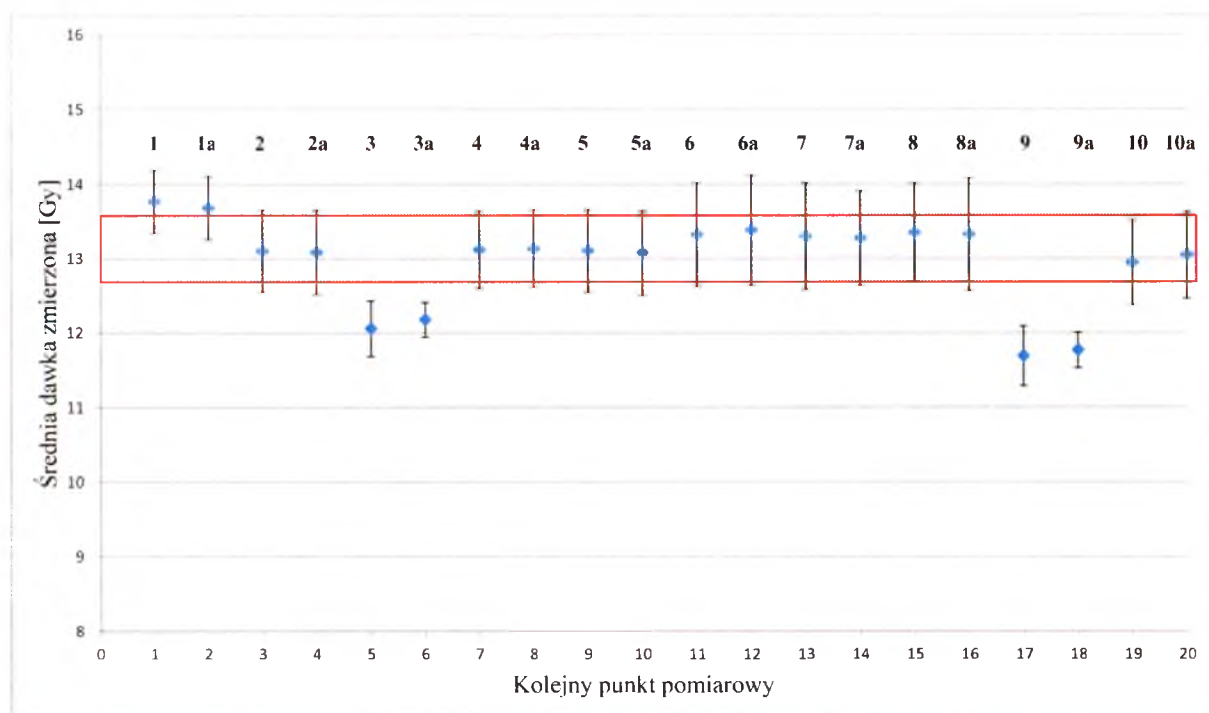


Rysunek VI.20. Wykres rozkładu średniej dawki zmierzonej w 20 punktach dla kolejnego pacjenta grupy II. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe SD populacji.

Tabela VI.10. Raport średnich wartości dawek otrzymanych z pomiarów *in vivo* dla poszczególnych punktów wszystkich pacjentów napromienianych metoda II.

Nazwa punktu pomiarowego	Statystyka opisowa/metoda II /N=50/ Dawka Zmierzona[Gy]						
	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	SD	SD [%]	Śr.Δ _{12Gy} [%]
1	13,8	13,7	13,1	14,7	0,4	3,1	14,7
1a	13,7	13,7	12,5	14,6	0,4	3,1	14,0
2	13,1	13,1	11,6	14,2	0,5	4,2	9,2
2a	13,1	13,1	11,6	14,1	0,6	4,3	9,1
3	12,1	12,0	11,2	12,9	0,4	3,1	0,5
3a	12,2	12,2	11,7	12,7	0,2	2,0	1,5
4	13,1	13,2	12,1	14,0	0,5	4,0	9,3
4a	13,1	13,2	11,4	14,0	0,6	4,3	9,3
5	13,1	13,1	11,8	14,1	0,6	4,2	9,2
5a	13,1	13,1	11,7	14,1	0,6	4,3	9,0
6	13,3	13,2	11,9	14,7	0,7	5,2	11,0
6a	13,4	13,4	11,9	14,6	0,7	5,5	11,5
7	13,3	13,4	10,7	14,3	0,7	5,4	10,8
7a	13,3	13,1	11,6	14,7	0,6	4,8	10,6
8	13,4	13,2	11,6	14,9	0,7	4,9	11,3
8a	13,3	13,3	11,6	14,8	0,8	5,7	11,0
9	11,8	11,7	10,9	15,1	0,6	5,3	-1,9
9a	11,8	11,8	11,2	12,2	0,2	2,1	-2,0
10	12,9	13,0	11,8	14,0	0,6	4,4	7,9
10a	13,0	13,1	11,8	14,1	0,6	4,4	8,7

Wartość $\Delta_{12Gy}[\%]$ w tabeli VI.10 określa średnią procentową różnicę pomiędzy wartością zmierzoną dla danego punktu pomiarowego a planowaną wartością dawki w punkcie $PC = 12$ Gy. Wartość średnia z procentowych odchyłeń dla wszystkich punktów pomiarowych i wszystkich pacjentów od dawki planowanej w PC wynosi 8.2%.



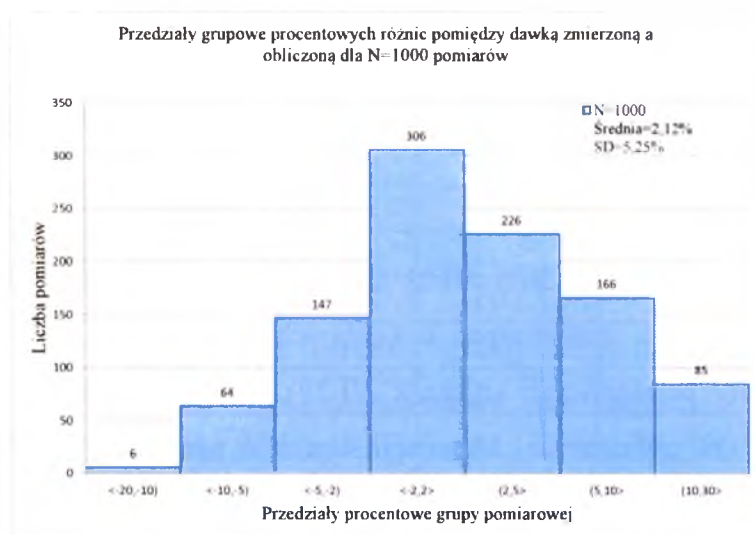
Rysunek VI.21. Wykres rozkładu średniej dawki zmierzonej w kolejnych punktach pomiarowych populacji pacjentów napromienianych przy zastosowaniu techniki II. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe SD populacji.

Analizując wykresy VI.20 i VI.21 dla II grupy pacjentów ($N=50$) prezentujące rozkłady średnich dawek zmierzonych u kolejnych pacjentów (rysunek VI.20) oraz dla kolejnych punktów pomiarowych (rysunek VI.21), można zauważyć (podobnie jak dla badanej grupy dawek obliczonych) kumulację dawek w przedziale od 12.5 Gy do 13.5 Gy z wyłączeniem na rysunku VI.21 punktów o numerach 3,3a oraz 9,9a. Przedziały te zaznaczono czerwoną ramką na wykresach. Punkty znajdujące się poza zaznaczonym przedziałem, zlokalizowane są na klatce piersiowej, gdzie dawka może osiągać największe odchylenia od dawki planowanej w *PC*. Na wartość tych odchyśleń w dawce wpływają zastosowane osłony na tkankę płucną dla której dawka graniczna wynosi 10 Gy. Dawki zmierzone w punktach 1 i 1a, zlokalizowanych na ramionach pacjenta, osiągają wartości wyższe od zaznaczonych. Punkty te znajdują się w rejonach objętych największym procentowym odchyleniem dawki w stosunku do dawki planowanej w *PC* (do 117%). Są również obarczone największym błędem pomiarowym, z uwagi na możliwość zmiany położenia ramion przez pacjenta w trakcie seansu napromieniania.

VI.7 Zestawienie dawek obliczonych ze zmierzonymi – metoda II

Porównano otrzymane wartości dawek obliczonych ze zmierzonymi dla każdego wykonanego pomiaru detektorami typu *MOSFET* u wszystkich pacjentów w grupie II. Wynik otrzymanych różnic procentowych pomiędzy dawkami względem dawki obliczonej zamieszczono na histogramie (rysunek VI.22). Rozrzuty pomiędzy dawkami w przeważającej części wyników znajdują się w przedziale $<-5\%, 5\%>$, podobnie jak w grupie I, z tendencją wyników zmierzonych większych od dawki obliczonej do której są porównywane. Średnia wartość odchylenia procentowego pomiaru dawki od obliczenia wynosi $\Delta_{obl-zm}\% = 2.12\%$, $SD = 5.25\%$.

Otrzymane skrajne wartości różnic procentowych sięgają $\Delta_{min} = (-)17.59\%$, $\Delta_{max} = 27.38\%$.



Rysunek VI.22. Histogram rozkładu różnic procentowych pomiędzy wykonanymi obliczeniami a pomiarami dawek detektorami typu *MOSFET* dla II grupy 50 napromienianych pacjentów.

VI.8 Symetria dawek obliczonych i zmierzonych w punktach dla metody II

Różnice w sumarycznych dawkach po poszczególnych stronach ciała pacjenta mogą się różnić z uwagi na różną lokalizację punktów na ciele pacjenta w każdej z frakcji bocznych (sytuacja dotyczy zsumowanych wartości PDD ze strony lewej i prawej). Podobnie jak dla grupy II różnice te są większe dla dawek zmierzonych niż dla dawek obliczonych, co można zauważyć w prezentowanych tabelach VI.11 oraz VI.12. Dawki obliczone są kalkulowane dla

wszystkich frakcji dla tych samych warunków ułożenia (otrzymanych na obrazach tomograficznych), natomiast pomiar dawki jest za każdym razem nową daną wziętą do obliczeń, obarczoną podczas każdego pomiaru błędem związanym z różnymi czynnikami pomiaru *in vivo*.

Tabela VI.11. Wartości średnich dawek obliczonych po stronie prawej pacjenta w punktach 1-6, oraz 9 względem dawek po stronie lewej pacjenta w symetrycznych punktach 1a-6a i 9a. Wyjątek stanowią punkty 7,8,10 oraz punkty 7a,8a,10a, które są symetryczne do siebie wzdłuż osi w kierunku AP/PA.

Nazwa punktu/strona prawa	Srednia dawka strona prawa [Gy]	Srednia dawka strona lewa [Gy]	Nazwa punktu/ strona lewa	Srednia różnica $\Delta_{\text{prawa-lewa}}$ [Gy]
1	13,4	13,5	1a	-0,05
2	13,2	13,2	2a	0,01
3	12,1	12,0	3a	0,07
4	12,9	12,9	4a	0,00
5	13,3	13,2	5a	0,07
6	13,1	13,1	6a	-0,02
7	12,9	12,9	7a	0,00
8	12,7	12,7	8a	0,00
9	11,8	11,7	9a	0,05
10	12,0	12,0	10a	0,00

Tabela VI.12. Wartości średnich dawek zmierzonych po stronie prawej pacjenta w punktach 1-6, oraz 9 względem dawek po stronie lewej pacjenta w symetrycznych punktach 1a-6a, oraz 9a. Wyjątek stanowią punkty 7,8,10 punkty 7a,8a,10a, które są symetryczne do siebie wzdłuż osi o kierunku AP/PA.

Nazwa punktu/strona prawa	Srednia dawka strona prawa [Gy]	Srednia dawka strona lewa [Gy]	Nazwa punktu/ strona lewa	Srednia różnica $\Delta_{\text{prawa-lewa}}$ [Gy]
1	13,8	13,7	1a	0,08
2	13,1	13,1	2a	0,02
3	12,1	12,2	3a	-0,12
4	13,1	13,1	4a	0,01
5	13,1	13,1	5a	0,03
6	13,3	13,4	6a	-0,06
7	13,3	13,3	7a	0,03
8	13,4	13,3	8a	0,03
9	11,8	11,8	9a	0,00
10	12,9	13,0	10a	-0,10

VI.9 Porównanie metod napromieniania na podstawie otrzymanych wyników

Porównując wyniki pomiarów dwóch opisywanych metod napromieniania, należy uwzględnić, w jaki sposób napromienianie było realizowane oraz jakie różnice pomiędzy tymi metodami mają wpływ na otrzymane wyniki.

Metodę I, składającą się z 4 frakcji polegających na napromienianiu dużymi naprzeciwległymi polami bocznymi z odległości $SSD=330$ cm, oraz dwóch frakcji składających się z pól AP/PA napromienianych z odległości $SSD=135$ cm, w porównaniu z II metodą napromieniania *TBI*, wyróżnia lepsza jednorodność zarówno średnich wartości dawek obliczonych, jak i zmierzonych w procesie napromieniania. Największe procentowe odchylenia dawki w jej rozkładzie przestrzennym względem punktu normalizacji (rysunek II.26), osiągają wartość 117% dla stosowanych pól bocznych z dużych odległości SSD . Pola AP/PA z powodu mniejszej odległości od źródła promieniowania ($SSD=135$ cm) wykazują bardziej jednorodny rozkład dawki w tych frakcjach zarówno w poprzek wiązki, jak i wraz z głębokością w pacjencie (w kierunku AP/PA). Z tego względu w metodzie I, w której 4 frakcje stanowią naprzeciwległe pola boczne, całkowite rozkłady dawek są bardziej homogenne w porównaniu z metodą II, na którą składa się 6 frakcji naprzeciwległych pól bocznych.

Punkty zlokalizowane w obszarach leżących na granicy przedziału terapeutycznego stosowanej bocznej wiązki promieniowania – czyli na ramionach (1,1a), głowie (2,2a) oraz po stronie przeciwnej – na kolanach (5,5a) oraz kostkach (6,6a) wykazują w obydwu metodach napromieniania największe skrajne odchylenia w stosunku do dawki planowanej w *PC*. Jak wynika z tabeli VI.2 największe procentowe odchylenia w metodzie I wykazują punkty 1 (7.8%) oraz 1a (8.1%), natomiast w metodzie II, według danych z tabeli VI.7, punkty o numerach 1 oraz 1a osiągają odpowiednio procentowe odchylenia o wartościach 12.0% oraz 12.4%. Wartości te w obydwu technikach dotyczą dawek obliczonych. Dawki zmierzone potwierdzają wyniki dawek obliczonych, również osiągając maksymalne wartości różnic procentowych w punktach położonych na skraju przedziału terapeutycznego (tabela VI.4 oraz VI.10). Kolana, kostki oraz ramiona pacjenta mogą ulegać największym przesunięciom w trakcie napromieniania, z tego powodu wyniki pomiarów *in vivo* obarczone są błędem przemieszczenia tych punktów pomiarowych w inne miejsce. Stąd dawki otrzymane na

drodze pomiarów *in vivo* mogą różnić się od dawek obliczonych dla wirtualnego pacjenta w systemie planowania leczenia.

W przypadku badania symetrii dawek wzdłuż osi długiej pacjenta oraz w kierunku *AP/PA* stwierdzono, że dawki po stronie lewej i prawej pacjenta rozkładają się symetrycznie zarówno w grupie dawek obliczonych, jak i zmierzonych w trakcie napromieniania (dla obydwu stosowanych metod napromieniania *TBI*).

Rejon klatki piersiowej, z uwagi na zastosowanie osłon ochraniających tkankę płucną przed dawką większą niż 9 Gy (metoda I) oraz 10 Gy (metoda II), jest obszarem, gdzie dawka ulega największym rozproszeniom od dawki planowanej. Punkty 3 oraz 3a znajdujące się z boku na ścianie klatki piersiowej w technice I mają planowaną średnią dawkę równą odpowiednio 12.6 Gy oraz 12.5 Gy (tabela VI.2 - dawki obliczone). Jest to wynikiem dostarczenia dawki do tych punktów również w trakcie napromieniania pacjenta wiązkami *AP/PA*. W metodzie II punkty pomiarowe 3 oraz 3a znajdując się pod osłoną boczną w trakcie tych frakcji, mogą osiągnąć maksymalnie wartość dawki równą 10 Gy, z uwagi na ograniczoną dawkę w płucach. Po dopromienianiu w metodzie II, ściany klatki piersiowej z boku wiązkami elektronowymi, punkty te osiągają średnią wartość dawki równą 12.1 Gy w punkcie 3 oraz 12.0 Gy w punkcie 3a (wg tabeli VI.7 – dawki obliczone). Pomiary dawki *in vivo* w analizowanych punktach na ścianie klatki piersiowej potwierdzają wyniki obliczeń (tabela VI.4 oraz VI.10).

Średnie wartości odchyłeń dawek zmierzonych i obliczonych w I metodzie (analizowanych zarówno dla kolejnych punktów jak i dla kolejnych pacjentów) nie przekraczają wartości $\pm 10\%$ dawki planowanej na całe ciało. W metodzie II średnie dawki obliczone w punktach 1 i 1a oraz średnie dawki zmierzone w punktach 1.1a oraz 6, 6a, 7, 7a, 8, 8a osiągają wartości dawki planowanej większe niż $\pm 10\%$. Wartości te jednak nie osiągają większych wyników niż $\pm 15\%$ dawki planowanej w *PC*. Punkty 1 i 1a w II metodzie najczęściej znajdują się w obszarach wysokiej dawki procentowej wynikającej z sumy wartości profilu oraz *PDD* dla naprzeciwległych pól bocznych (rysunki II.25a i II.25b oraz rysunek II.26).

Analizując pod względem realizacji oraz czasu trwania całego cyklu napromieniania, metoda II jest mniej czasochłonna oraz łatwiejsza w realizacji w porównaniu z I metodą (z uwagi na liczbę realizowanych pól zarówno wiązek fotonowych jak i elektronowych), tym samym jest łatwiejsza do zniesienia dla pacjenta. W metodzie I dodatkowo realizuje się 4 wiązki elektronowe (dwie *AP* i dwie *PA*), natomiast w metodzie II realizuje się tylko

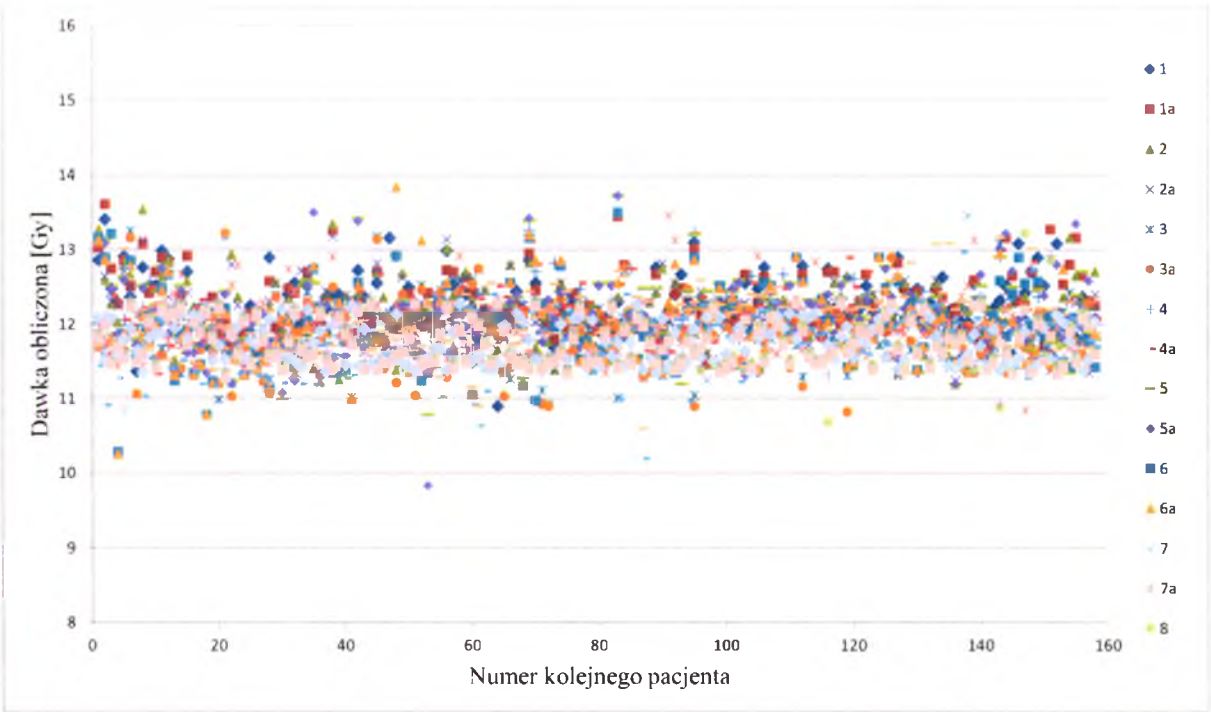
2 wiązki elektronowe (lewą i prawą). Również frakcje przednio-tylne w metodzie I wymagają dłuższego czasu na realizację z uwagi na 4 sekcje oraz łączenie pól w tych frakcjach.

Wydaje się jednak, że rozkłady dawek w całym pacjencie są bardziej homogenne w metodzie I, jednakże wyniki otrzymane w metodzie II są również akceptowalne i nie przekraczają literaturowych różnic procentowych od dawki planowanej, dzięki czemu obie metody spełniają kryterium jednorodności i są bezpieczne dla pacjenta.

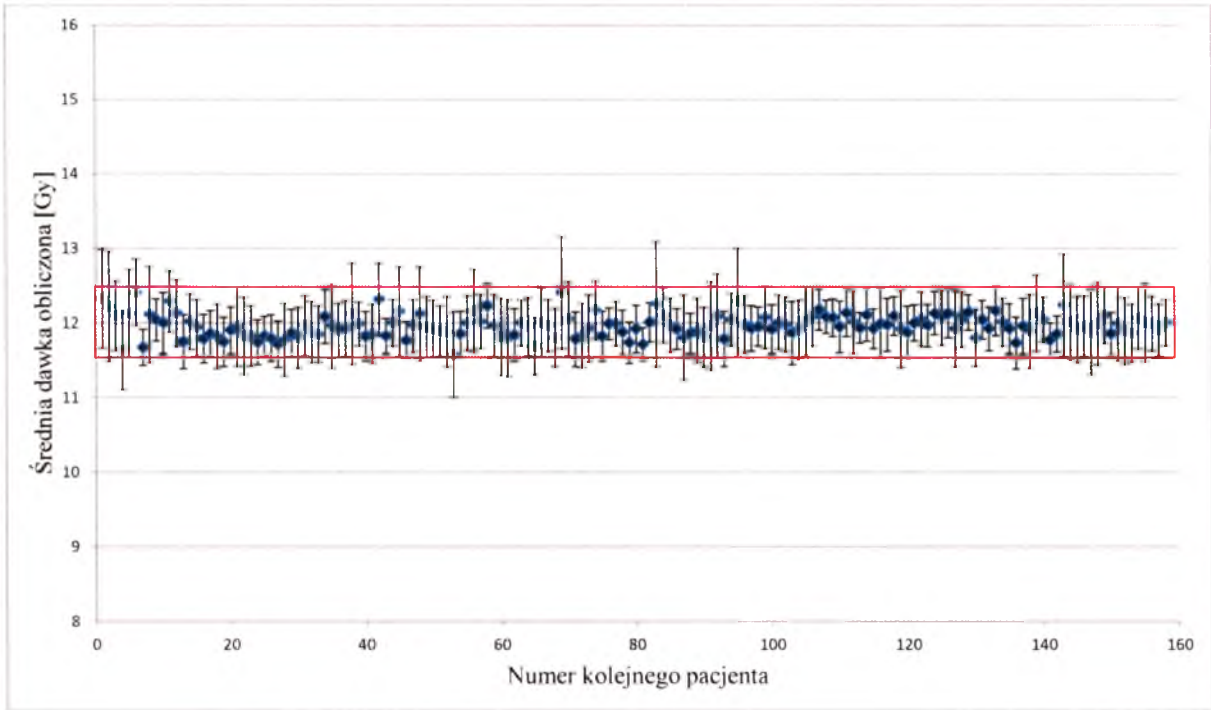
VI.10 Rozkład wyników dla grupy I i II po korekcie dawki planowanej

Analizując wyniki obliczeń i pomiarów opisywane w rozdziałach VI.1-VI.8, można zaobserwować tendencję wartości dawek do osiągnięcia (w różnym stopniu) wyników wyższych niż planowane, zarówno dla dawek obliczonych jak i dla dawek zmierzonych w obydwu grupach. W celu przybliżenia dawek w całym pacjencie bliżej przedziału wartości oczekiwanych, czyli do przedziału 90%-110% dawki planowanej przeprowadzono symulację, polegającą na obniżeniu wszystkich otrzymanych obliczeń oraz pomiarów dla I grupy o wartość 5.5%, natomiast dla grupy II o wartość 6.1%, które stanowią wartość średniej różnicy dawek pomiędzy dawką otrzymaną a zaplanowaną. Wartości te stanowią średnie procentowe odchylenie dawek obliczonych od dawki oczekiwanej równej 12 Gy w *PC*. Następnie ponownie dla wszystkich rozpatrywanych prób opisywanych w rozdziale VI.1 przeprowadzono analizę wariancji ANOVA dla zmienionych wyników w celu określenia istotności statystycznej dla grup danych. Po przybliżeniu (po zasymulowanej zmianie) rozkładów dawek w okolicę dawek oczekiwanych (celem było proporcjonalne i symetryczne rozłożenie dawek w całej populacji pacjentów i punktów pomiarowych), okazało się, że badane grupy spełniają warunki rozkładu normalnego oraz nie wykazują cech istotnych statystycznie różnic pomiędzy dawkami otrzymanymi od dawki planowanej na całe ciało równej 12 Gy ($p > 0.1$). Wykresy VI.23-VI.25 oraz VI.26-VI.28 prezentują rozkłady dawek obliczonych i zmierzonych dla obydwu badanych populacji po zastosowaniu korekcji procentowej.

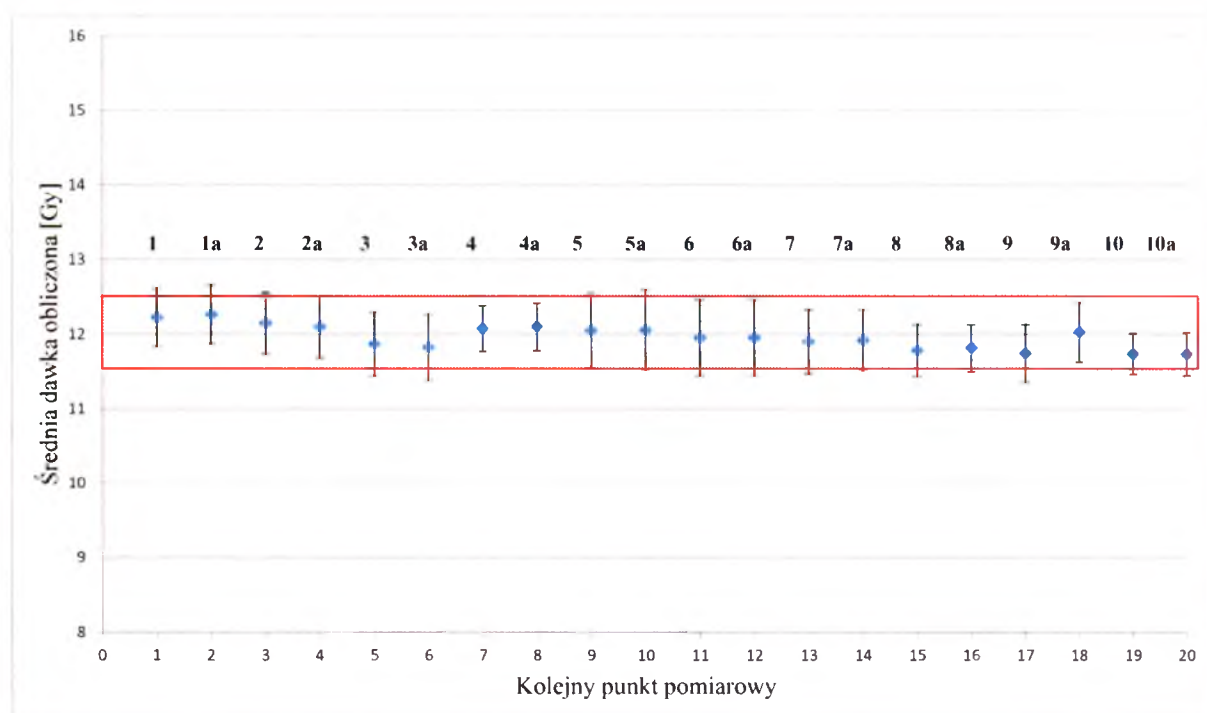
W metodzie I korekta procentowa dawek wyniosła (-)5.5%. Wykonano podobną symulację rozkładu dawek po dokonaniu wyznaczonej korekty na podstawie dawek obliczonych (rysunki VI.23-VI.25).



Rysunek VI.23. Rozkład dawek obliczonych we wszystkich 20 punktach dla kolejnych napromienianych pacjentów przy zastosowaniu I techniki napromieniania, po korekcie dawek o (-)5.5%.

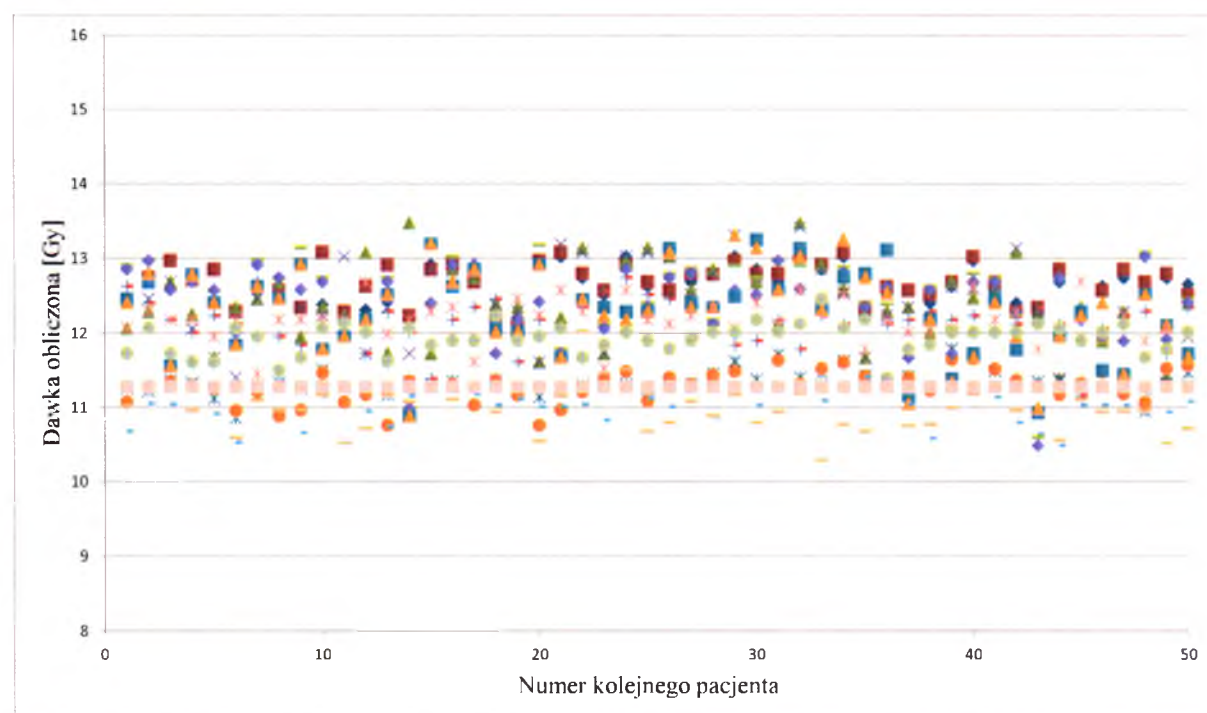


Rysunek VI.24. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej dla całej populacji pacjentów grupy I, po korekcie dawek o (-) 5.5%. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe SD populacji.

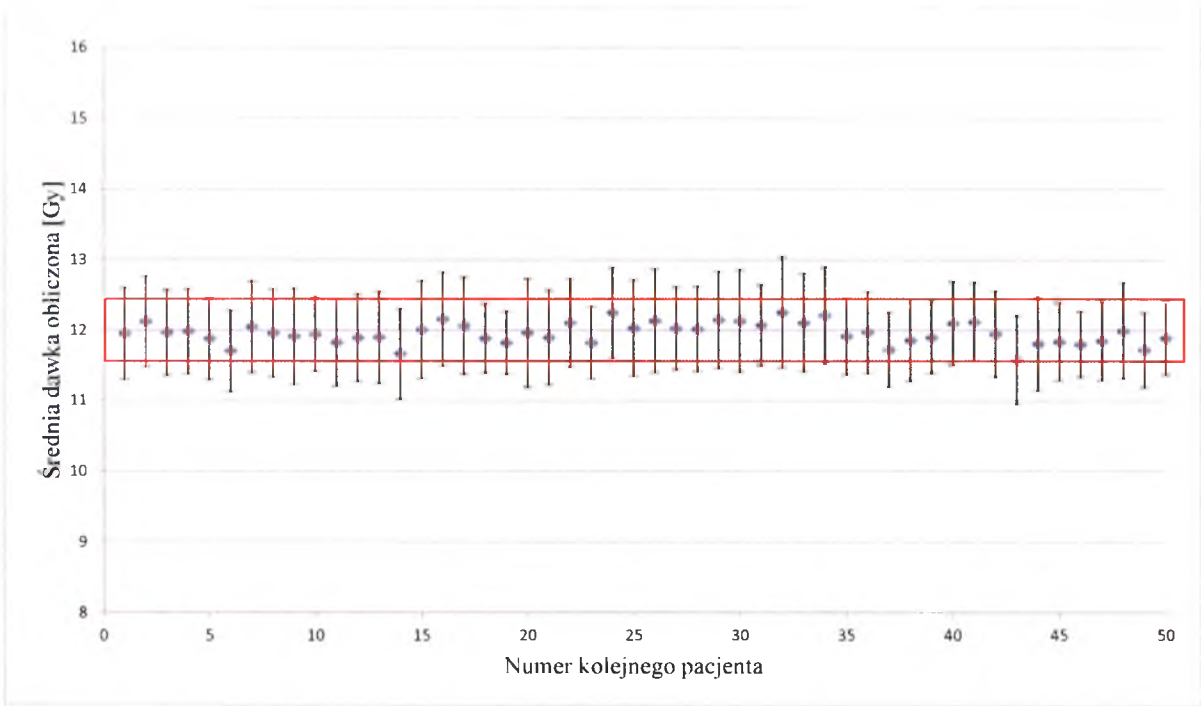


Rysunek VI.25. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej (po korekcie dawki o (-)5.5% dla każdego punktu pomiarowego. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe SD populacji.

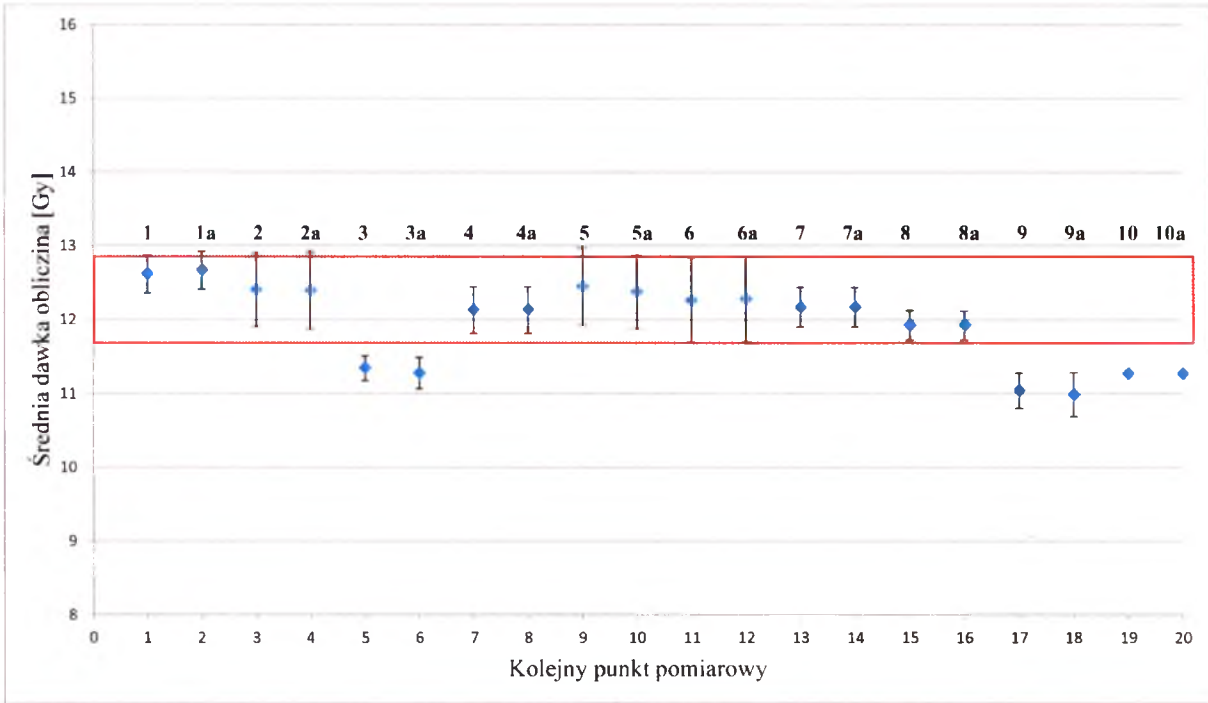
W metodzie II korekta procentowa dawek wynosiła (-)6.1%. Wykonano podobną symulację rozkładu dawek po dokonaniu wyznaczonej korekty na podstawie dawek obliczonych (rysunki VI.26-VI.28).



Rysunek VI.26. Rozkład dawek obliczonych we wszystkich 20 punktach dla kolejnych napromienianych pacjentów przy zastosowaniu I techniki napromieniania, po korekcie dawek o (-) 6.1%.



Rysunek VI.27. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej (po korekcie o -6.1%) dla kolejnego pacjenta z grupy II.



Rysunek VI.28. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej (po korekcie dawki o -6.1%) dla każdego punktu pomiarowego pacjentów z grupy II. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe SD badanej populacji.

Na wykresach VI.24 VI.25 oraz VI.27 i VI.28 czerwona ramka zawiera przedziały, w których zawierają się wyniki po zastosowaniu symulacji dawki. Na podstawie

przeprowadzonego testu analizy statystycznej można zasugerować (w celu ujednolicenia dawki i jej rozkładu z wykluczeniem statystycznie istotnych różnic w badanych populacjach), skrócenie czasu napromieniania o 5.5% w przypadku metody I lub o 6.1% dla metody II. Innym rozwiązaniem może być zastąpienie dawki planowanej w punkcie *PC* z 12 Gy na 11.4 Gy (dla metody I), lub na wartość 11.3 Gy planowanych na *PC* (dla metody II). Są to wartości dawek pomniejszone o sugerowane wartości procentowe, które są wynikiem analizy otrzymanych obliczeń dla każdej grupy pacjentów.

VI.11 Analiza otrzymanych wyników

Analiza statystyczna stanowi ten etap badania, który ma na celu wykrycie prawidłowości i zależności zachodzących w badanej zbiorowości oraz pomaga w formułowaniu oceny oraz wniosków [98]. Analizie poddano uzyskane wyniki pomiarów oraz obliczenia dawek w wyznaczonych punktach. Na podstawie przeprowadzonych eksperymentów polegających na zbieraniu danych pierwotnych w wyniku badania bezpośredniego zebrany materiał skategoryzowano na dwie grupy przyporządkowane danej metodzie leczenia (metoda I oraz metoda II). Otrzymane wyniki obliczeń i pomiarów dla obydwu grup uzyskano na drodze różniących się między sobą technik napromieniania pacjenta. Z tego powodu analizę wyników pod względem stopnia jednorodności rozkładu dawki oraz ocenę otrzymanych wyników pomiarów przeprowadzano osobno dla każdej grupy.

Dla określenia adekwatnego testu statystycznego dla badanych prób przeprowadzono test zgodności Kołmogorowa – Smirnowa (K – S) badający zgodność rozkładu empirycznego (próbkowego) z rozkładami teoretycznymi (w szczególności z rozkładem normalnym). Test K-S wykorzystuje statystykę λ , która opiera się na porównaniu dystrybuanty empirycznej (kumulanty) ze stabilizowaną dystrybuantą teoretyczną, wynikającą z weryfikowanej hipotezy zerowej H_0 .

Rozkład normalny, należący do klasy rozkładów jednomodalnych symetrycznych, zajmuje szczególne miejsce wśród rozkładów cech. Rozkład normalny – zwany też rozkładem Gaussa-Laplace’a – jest całkowicie określony przez dwa poniższe parametry:

- a) średnią m (wartość oczekiwaną),
- b) odchylenie standardowe SD .

Średnia m odpowiada za przesunięcie rozkładu równoległe do osi OX , natomiast odchylenie standardowe SD sprawia, że rozkład jest bardziej lub mniej smukły – niska wartość odchylenia standardowego świadczy o dużym skupieniu wartości wokół wartości średniej.

W przypadkach gdy wyniki testów wskazują, iż badana próba spełniała warunki dla rozkładu normalnego oraz homogeniczności wariancji, stosuje się test ANOVA (*ang. analysis of variance*) oraz test t-studenta dla pojedynczej próby. Celem testu ANOVA jest dokonanie analizy wariancji, która opiera się na założeniu, iż pojedynczy pomiar zależy od

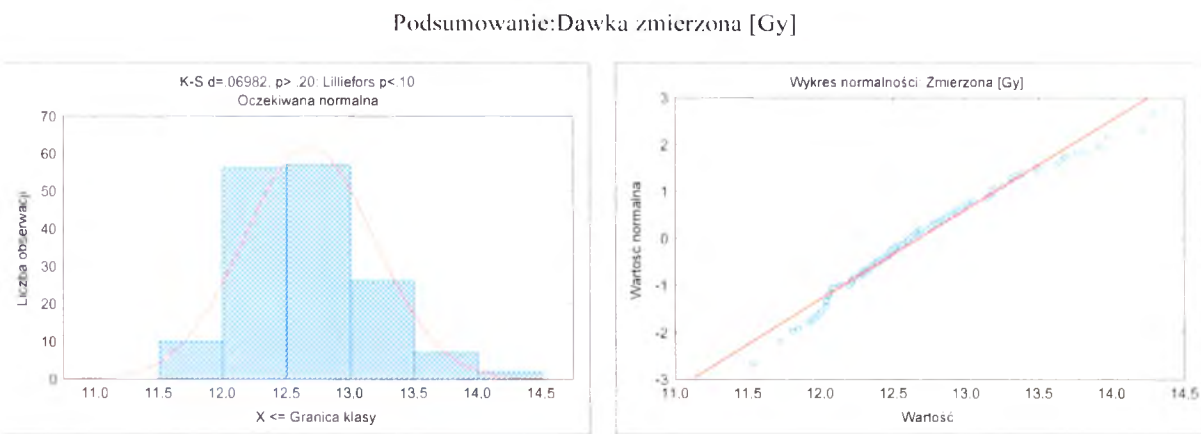
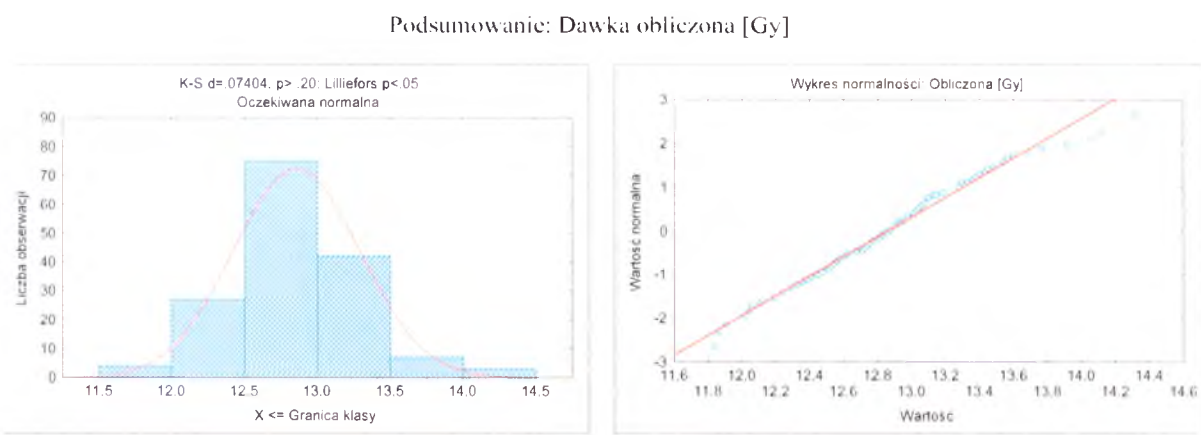
średniej ze wszystkich grup (cała populacja) oraz od dodatkowych czynników jakimi są: czynnik zależny od rodzaju eksperymentu (podział na grupy) oraz od zmiennej zależnej od losowego odchylenia każdego pomiaru. W skrócie w teście tym porównuje się wariancję wewnątrzgrupową z wariancją międzygrupową oraz ogólnym oszacowaniem wariancji. Jeśli próby zaklasyfikowane w odpowiednie grupy pobrane były z różnych populacji, to zmienność między grupami jest znacznie większa niż wewnątrz grup ($p < 0.05$). Test t-studenta dla pojedynczej próby służył do porównania wyników pomiaru z pojedynczą średnią

Zgromadzone wyniki pomiarów dawek w warunkach *in vivo* oraz dawek obliczonych spełniają wymagane warunki dla rozkładu normalnego. Opisane testy przeprowadzone zostały dla obydwu badanych grup (ANOVA oraz t-studenta) jako zmiennych niezależnych dla przyjętego poziomu istotności statystycznej $p=0.1$ (zakładamy że istnieje 10% szans na to że odkryty związek jest przypadkowy).

Na rysunkach VI.29-VI.31 zilustrowano otrzymane rozkłady normalne dla dawek (obliczonych i zmierzonych) w trzech wybranych punktach pomiarowych zarówno dla I metody napromieniania – punkty 2,3,5, jak i dla II metody napromieniania (rysunek VI.32-VI.34) – punkty 2,3,6. Punkty te wybrano z uwagi na ich położenie w różnych obszarach w pacjencie w całej jego długości.

Zamieszczone pod wykresami Tabele VI.1-VI.6 zawierają szczegółową statystykę opisową przeprowadzonych testów. Wszystkie przeanalizowane pomiary dla punktów grupy I i II spełniają warunki dla rozkładu normalnego.

Metoda I punkt numer 2:



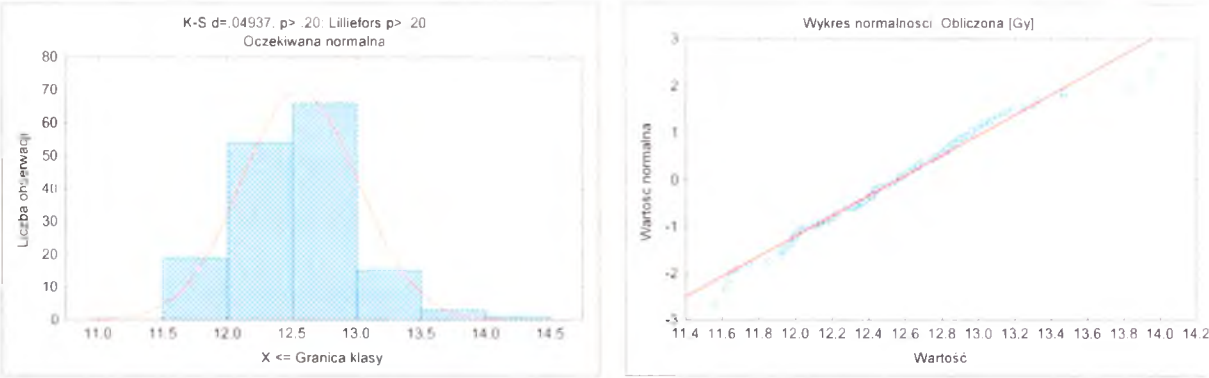
Rysunek VI.29. Zestawienie wykresów prezentujących rozkłady normalne dla wartości dawek obliczonych i zmierzonych w punkcie numer 2 grupy 158 pacjentów napromienianych przy zastosowaniu I metody TBI.

Tabela VI.13. Statystyka opisowa rozkładów wartości dawek dla punktu numer 2 pacjentów napromienianych na całe ciało przy zastosowaniu metody I.

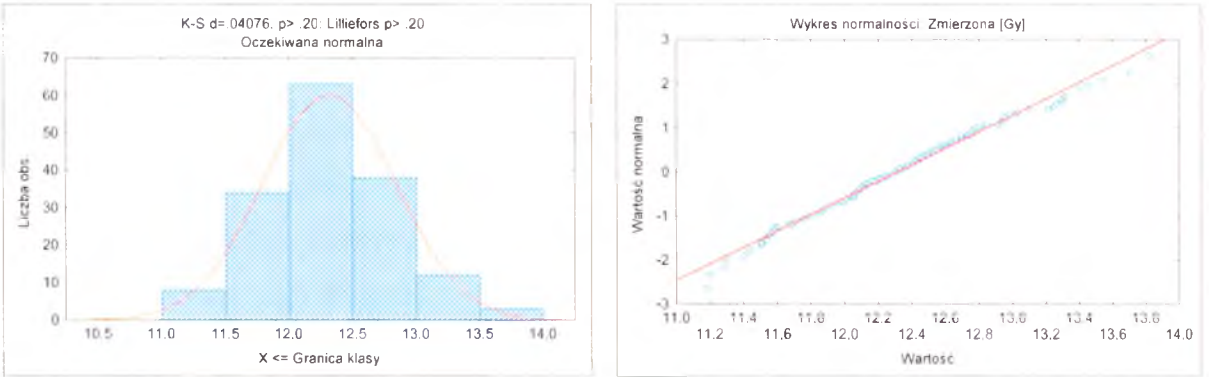
Zmienna [Gy]	Statystyka opisowa – punkt numer 2							
	Liczba pomiarów N	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Kwartył Dolny Q ₂₅	Kwartył Górny Q ₇₅	Odchylenie std.
Dawka Obliczona	158	12.9	12.9	11.8	14.3	12.6	13.1	0.44
Dawka Zmierzona	158	12.7	12.6	11.5	14.3	12.3	13.0	0.51

Metoda I punkt numer 3:

Podsumowanie:Dawka obliczona [Gy]



Podsumowanie: Dawka zmierzona [Gy]



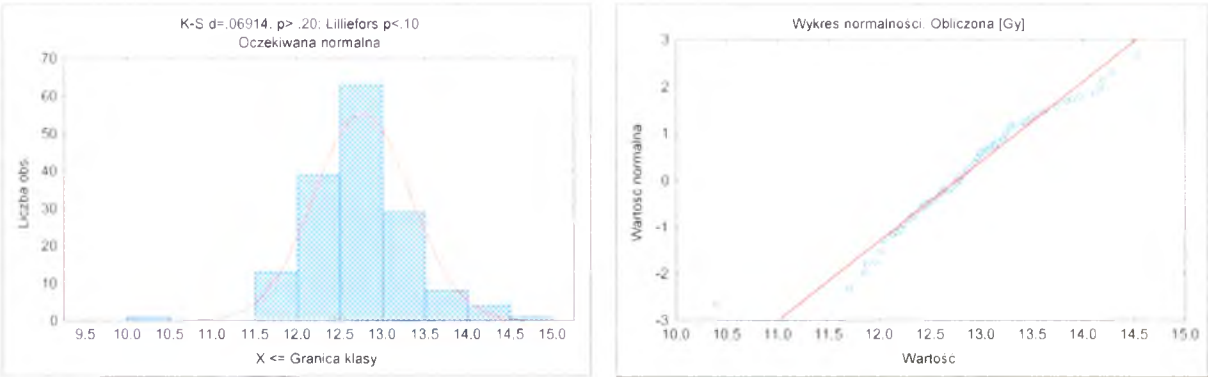
Rysunek VI.30. Zestawienie wykresów prezentujących rozkłady normalne dla wartości dawek w punkcie 3 grupy 158 pacjentów napromienianych przy zastosowaniu I techniki TBI.

Tabela VI.14. Statystyka opisowa rozkładów wartości dawek dla punktu numer 3 pacjentów napromienianych na całe ciało przy zastosowaniu metody I.

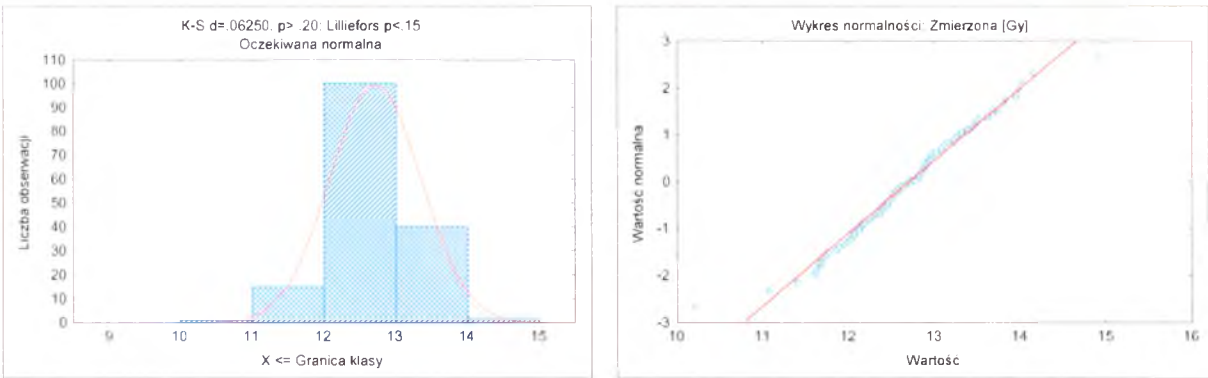
Zmienna [Gy]	Statystyka opisowa – punkt numer 3							
	Liczba pomiarów N	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Kwartyl Dolny Q ₂₅	Kwartyl Górny Q ₇₅	Odechylenie std.
Dawka Obliczona	158	12.6	12.6	11.6	14.0	12.2	12.8	0.46
Dawka Zmierzona	158	12.3	12.3	11.2	13.8	12.0	12.6	0.53

Metoda I punkt numer 5:

Podsumowanie: Dawka obliczona [Gy]



Podsumowanie: Dawka zmierzona [Gy]



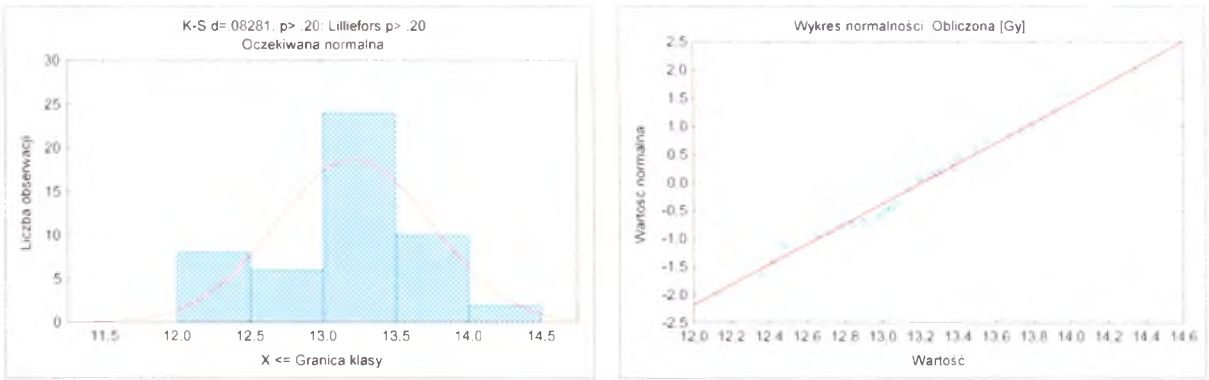
Rysunek VI.31. Zestawienie wykresów prezentujących rozkłady normalne dla wartości dawek w punkcie numer 5 grupy 158 pacjentów napromienianych przy zastosowaniu I metody TBI.

Tabela VI.15. Statystyka opisowa rozkładów wartości dawek dla punktu numer 5 pacjentów napromienianych na całe ciało przy zastosowaniu metody I.

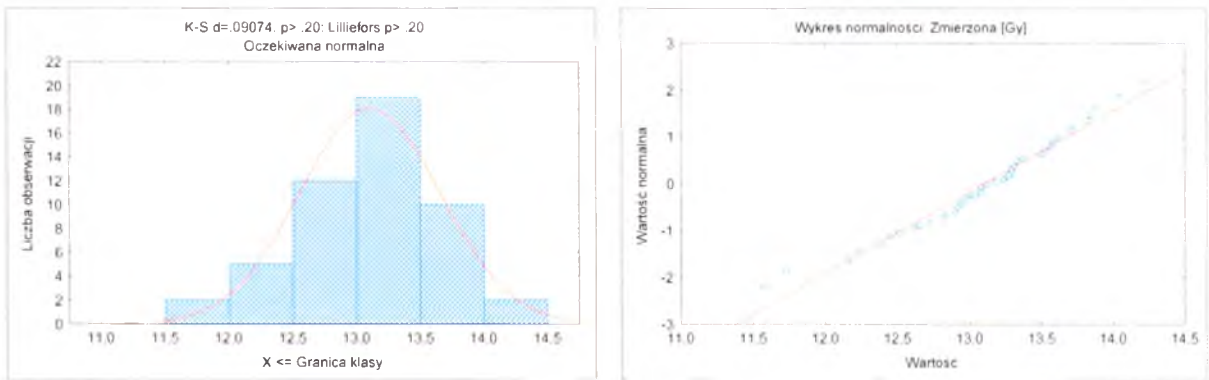
Zmienna [Gy]	Statystyka opisowa – punkt numer 5							
	Liczba pomiarów N	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Kwartyl Dolny Q ₂₅	Kwartyl Górny Q ₇₅	Odchylenie std.
Dawka Obliczona	158	12,8	12,8	11,4	14,5	12,4	13,1	0,53
Dawka Zmierzona	158	12,7	12,8	11,3	14,1	12,3	13,1	0,58

Metoda II, punkt numer 2:

Podsumowanie: Dawka obliczona [Gy]



Podsumowanie: Dawka zmierzona [Gy]



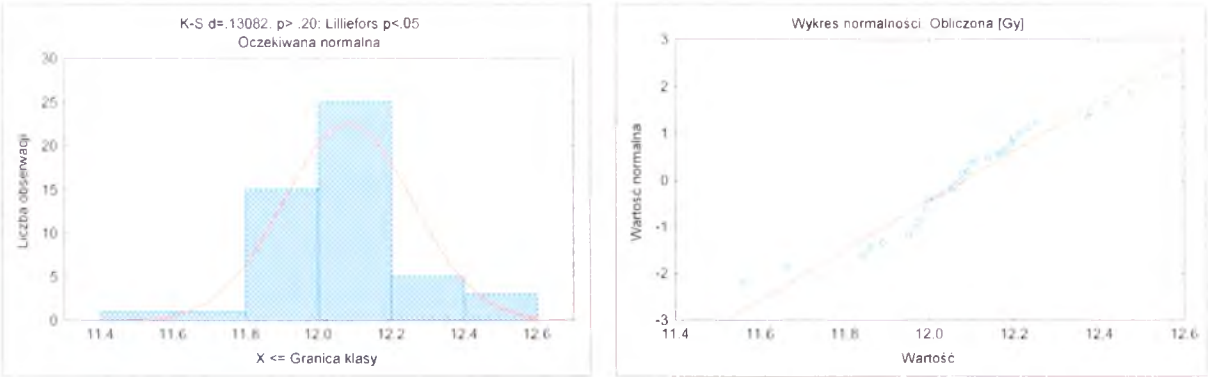
Rysunek VI.32. Zestawienie wykresów prezentujących rozkłady normalne dla wartości dawek w punkcie numer 2 grupy 50 pacjentów napromienianych przy zastosowaniu II metody TBI.

Tabela VI.16. Statystyka opisowa rozkładów wartości dawek dla punktu numer 2 wszystkich pacjentów napromienianych na całe ciało przy zastosowaniu metody II.

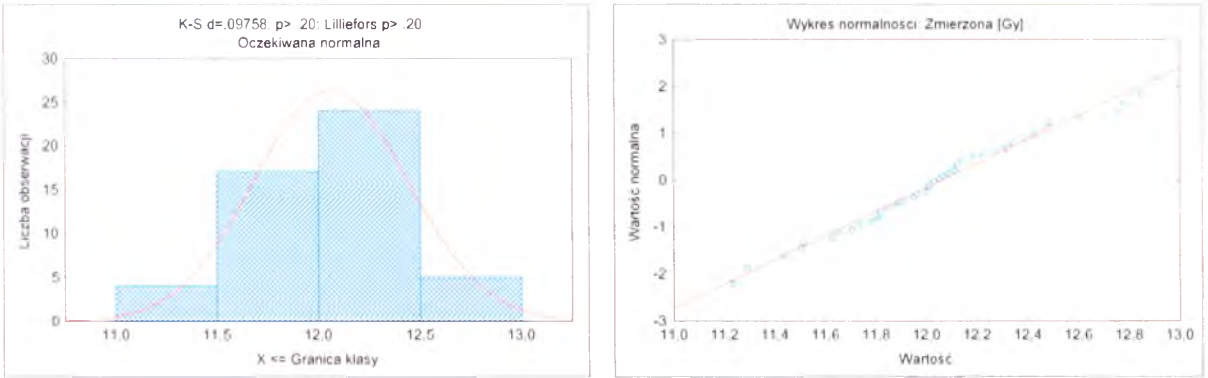
Zmienna [Gy]	Statystyka opisowa – punkt numer 2							
	Liczba pomiarów N	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Kwartyl		Odechylenie std.
						Dolny Q ₂₅	Górny Q ₇₅	
Dawka Obliczona	50	13.2	13.2	12.1	14.3	12.9	13.5	0.53
Dawka Zmierzona	50	13.1	13.1	11.6	14.2	12.8	13.5	0.55

Metoda II, punkt numer 3:

Podsumowanie:Dawka obliczona [Gy]



Podsumowanie: Dawka zmierzona [Gy]

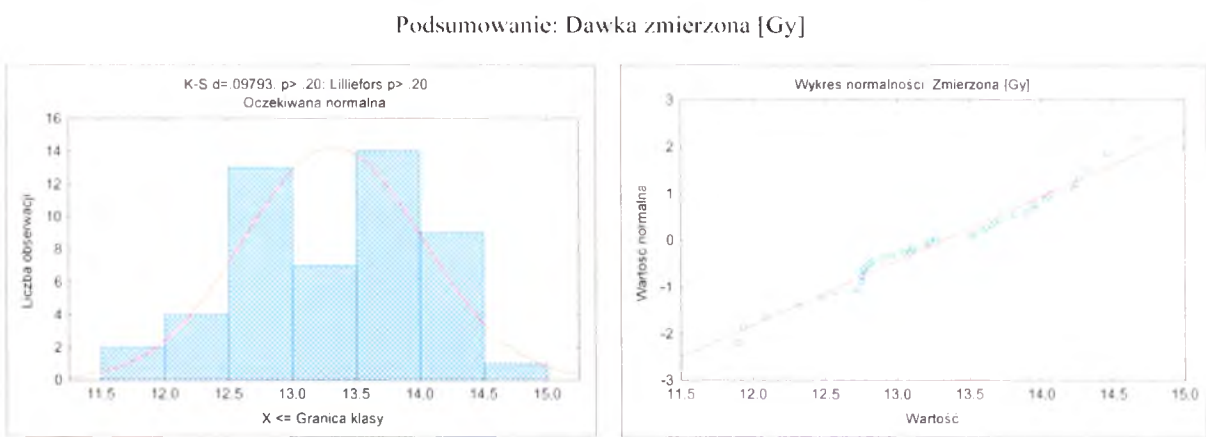
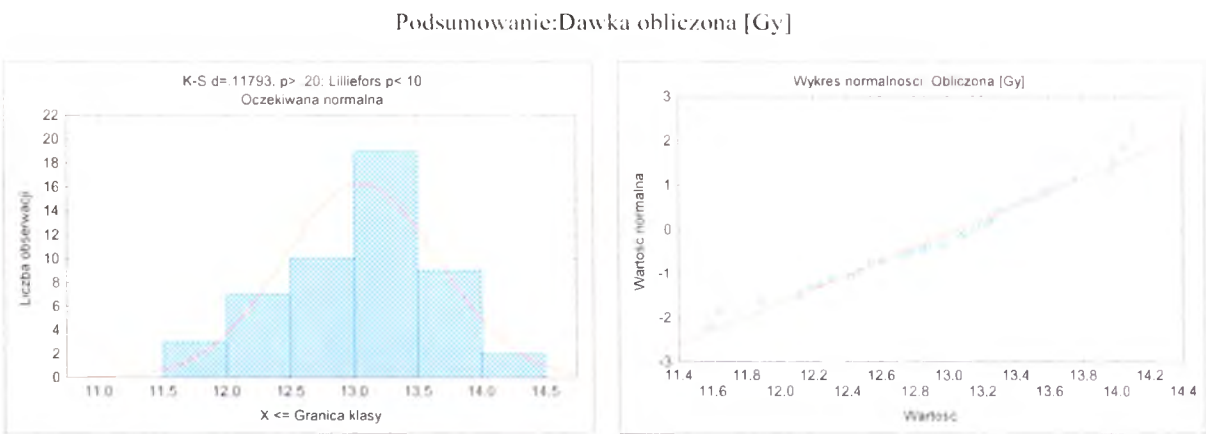


Rysunek VI.33. Zestawienie wykresów prezentujących rozkłady normalne dla wartości dawek w punkcie numer 3 grupy 50 pacjentów napromienianych przy zastosowaniu II metody TBI. Prezentowane wartości dawek podano w cGy.

Tabela VI.17. Statystyka opisowa rozkładów wartości dawek dla punktu numer 3 wszystkich pacjentów napromienianych na całe ciało przy zastosowaniu metody II.

Zmienna [Gy]	Statystyka opisowa – punkt numer 3							
	Liczba pomiarów N	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Kwartył Dolny Q ₂₅	Kwartył Górny Q ₇₅	Odczylenie std.
Dawka Obliczona	50	12.1	12.1	11.6	12.6	12.0	12.2	0.17
Dawka Zmierzona	50	12.1	12.0	11.2	12.9	11.8	12.3	0.38

Metoda II, punkt numer 6:



Rysunek VI.34. Zestawienie wykresów prezentujących rozkłady normalne dla wartości dawek w punkcie nr 6 grupy 50 pacjentów napromienianych II metodą TBI.

Tabela VI.18. Statystyka opisowa rozkładów wartości dawek dla punktu nr 6 wszystkich pacjentów napromienianych na całe ciało przy zastosowaniu metody II.

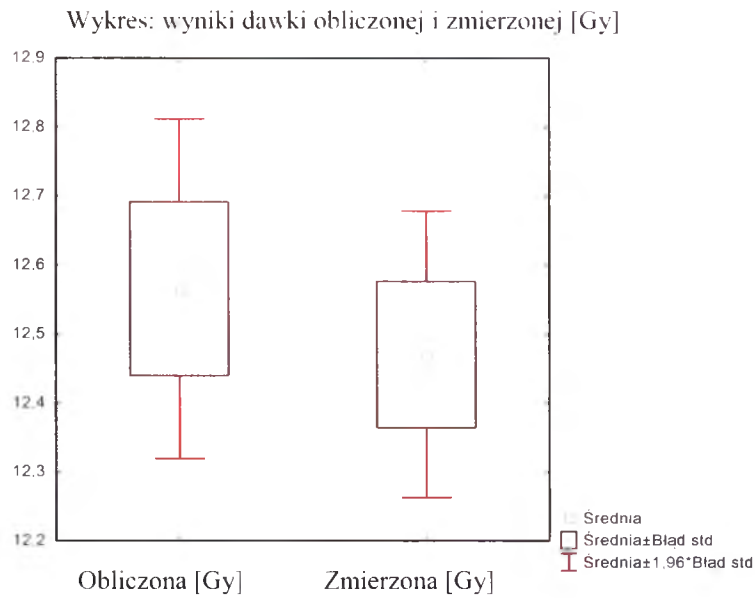
Zmienna [Gy]	Statystyka opisowa – punkt numer 6							
	Liczba pomiarów N	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Kwartył Dolny Q ₂₅	Kwartył Górny Q ₇₅	Odechylenie std.
Dawka Obliczona	50	13.1	13.1	11.6	14.1	12.6	13.4	0.6
Dawka Zmierzona	50	13.3	13.2	11.9	14.7	12.8	13.9	0.7

W każdej z prezentowanych tabel statystyki opisowej znajduje się opis struktury danej zbiorowości. Wartości te obrazują położenie miar pozycyjnych, rozproszenie i asymetrię rozkładu cech mierzonych na skali przedziałowej bądź ilorazowej, a także pozwalają na wykrycie obserwacji nietypowych. W skład tego opisu wchodzi następujące dane: mediana,

kwartyl pierwszy Q_{25} (dolny), kwartyl trzeci Q_{75} (górny), oraz najmniejszy i największy wynik obserwacji [98].

Ocena stopnia homogeniczności rozkładu dawki została przeprowadzona osobno dla obydwu badanych grup z podziałem na dawki obliczone (przypisane do danych punktów pomiarowych) oraz na dawki zmierzone - otrzymane na drodze pomiarów *in vivo*. Porównując te dane pomiędzy sobą (dawki zaplanowane i zmierzone w rzeczywistości), można oszacować dokładność pozycjonowania leczonych pacjentów względem geometrycznych parametrów wiązki terapeutycznej. Analizując dane oraz wysuwając wnioski z otrzymanych wyników, należy mieć na uwadze, o czym wspomniano we wstępie tej pracy, że dane otrzymane w wyniku pomiarów na pacjencie, są pojedynczymi próbami, niejednokrotnie obciążonymi niezależnymi czynnikami wpływającymi na błąd pomiaru w sposób znaczący (np. odklejenie się detektora od skóry pacjenta, nadpobudliwość w trakcie terapii (zwłaszcza u małych dzieci) spowodowana zniecierpliwieniem i czasem trwania seansu napromieniania, co skutkuje przesuwaniem się pacjenta we wiązce promieniowania a tym samym zmianą lokalizacji detektorów we wiązce. Oprócz wymienionych sytuacji ma miejsce jeszcze niezależne wyłączenie się aparatu w trakcie terapii lub złe samopoczucie ogólne pacjenta łącznie z nudnościami i wymiotami. Czynniki te również wymagają przerwania seansu napromieniania i wyjęcia pacjenta z unieruchomienia, a następnie ponownego precyzyjnego odtworzenia ułożenia w ramie terapeutycznej i dokończenia terapii.

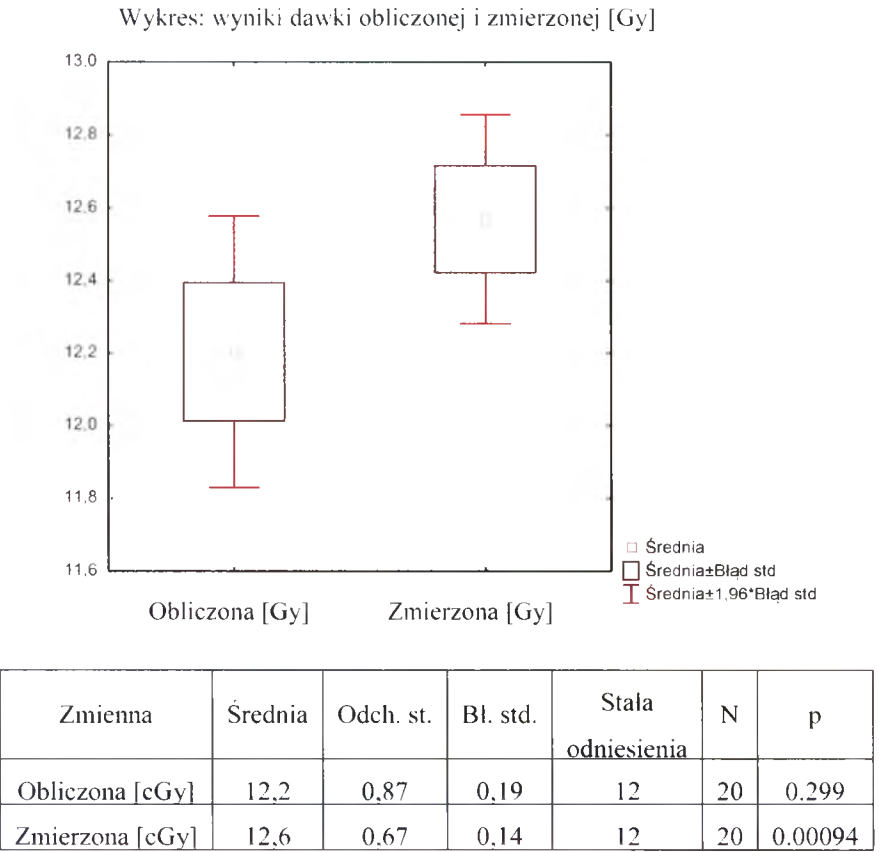
Analizie statystycznej poddano otrzymane wyniki obliczeń osobno dla każdego z pacjentów w celu oszacowania istotności statystycznej rozkładu dawki w całym pacjencie względem planowanej wartości dawki równej 12 Gy. Połowa pacjentów z grupy 158 badanych przypadków osiągnęła poziom istotnych statystycznie różnic w dawkach obliczonych oraz w zmierzonych w całym pacjencie ($p < 0.1$); Rysunek VI.35. Test ten zastosowano również dla wyników osobno dla każdego punktu pomiarowego w celu sprawdzenia, w których punktach dawki najbardziej różnią się od dawki zaplanowanej. Wyniki dla punktów 1,1a,5,5a,6,6a, prezentowane na poniższych wykresach analizy statystycznej również osiągnęły poziom różnic statystycznych dla tych punktów, mimo że rozrzuty procentowe dawek dały zadowalające wyniki pomiarowe.



Zmienna	Średnia	Odch. st.	Bł. std.	Stała odniesienia	N	p
Obliczona [Gy]	12.6	0.57	0.12	12	20	0.000216
Zmierzona [Gy]	12.5	0.49	0.10	12	20	0.000253

Rysunek VI.35. Analiza statystyczna wraz z tabelą wartości dla rozkładu dawek zmierzonych i obliczonych dla wybranego pacjenta napromienianego przy zastosowaniu metody I. Przyjęta analiza statystyczna na poziomie $p=0.1$ wskazuje na istotne statystycznie różnice w tym opisywanym przypadku ($p<0.1$) zarówno dla dawek obliczonych jak i zmierzonych.

Analizie statystycznej poddano otrzymane wyniki obliczeń osobno dla każdego z pacjentów w celu określenia istotności statystycznej rozkładu dawki w całym pacjencie względem planowanej wartości dawki równej 12 Gy. Wyniki pomiarów i dawek obliczonych badanych przypadków grupy II osiągnęły poziom istotnych statystycznie różnic w dawkach obliczonych oraz w zmierzonych w całym pacjencie ($p<0.1$). Tylko w pięciu przypadkach dawki obliczone nie wykazywały istotności statystycznej z $p>0.1$ jak na rysunku VI.36.



Rysunek VI.36. Analiza statystyczna wraz z tabelą wartości dla rozkładu dawek zmierzonych i obliczonych dla wybranego pacjenta napromienianego przy zastosowaniu metody II. Przyjęta analiza statystyczna na poziomie $p=0.1$ wskazuje w tym przypadku na istotne statystycznie różnice dla dawek zmierzonych ($p<0.1$). Dawki obliczone nie różnią się statystycznie względem dawki 12 Gy.

Test ten zastosowano również dla wyników osobno dla każdego punktu pomiarowego w celu sprawdzenia, w których punktach wartości dawek najbardziej odbiegają od dawki zaplanowanej. Wyniki analizy statystycznej również osiągnęły poziom różnic statystycznych dla punktów 2.2a,5.5a,6.6a, mimo tego iż rozrzuty procentowe dawek dały zadowalające wyniki pomiarowe. Punkty 3.3a oraz 9.9a znajdujące się w okolicy osłony tkanki płucnej pacjenta są punktami o obniżonej dawce do 10 Gy z powodu maksymalnej dawki na tkankę płucną dopuszczalną w tej technice napromieniania. Na wykresie zaznaczono te wartości niebieską ramką (rysunek VI.14).

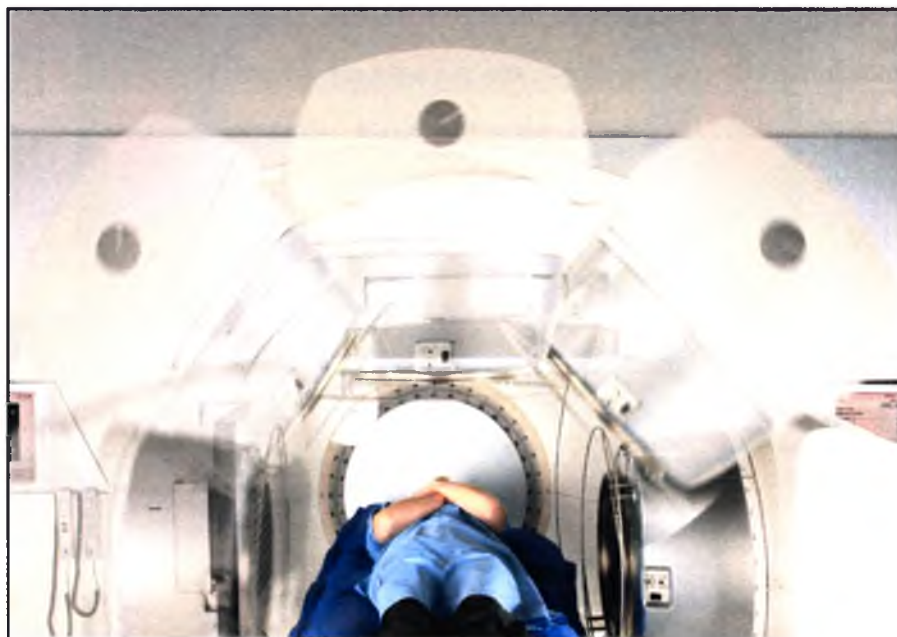
Podstawowym założeniem w realizacji TBI jest sentencja Hipokratesa „Po pierwsze nie szkodzić: (łac. *Primum non nocere*) co - jak uważam - zostało spełnione. Przygotowanie do napromieniania, obliczenia dawek i czasów napromieniania oraz realizacja napromieniania są wykonywane bardzo wnikliwie, dokładnie i podlegają regule podwójnej kontroli przez

specjalistów fizyki medycznej oraz lekarzy radioterapeutów, co potwierdzają własnym podpisem w przygotowanej karcie leczenia pacjenta.

Przyjętą granicą stopnia homogeniczności dawki w omówionych technikach leczenia *TBI* Zakładu Radioterapii Szpitala im. Stanisława Leszczyńskiego był przedział dawki pomiędzy 90%-110% dawki planowanej. Jak przedstawiono w analizie, otrzymane pomiary dozymetrii klinicznej spełniają założenie jednorodności dawki oraz jej rozkładu symetrycznego w pacjencie i znajdują się w granicach tolerancji. Nieliczne wartości dawek zmierzonych osiągnęły przedział wykraczający poza dawkę 110% dawki planowanej, jednak należy wziąć pod uwagę specyfikę otrzymywania wyników pomiarów w warunkach klinicznych. Jedynie pomiary fantomowe dają możliwość powtórzenia pomiaru, czy też poprawienia warunków geometrycznych w trakcie eksperymentu. Przedstawione w rozprawie dane są rzeczywistymi danymi zebranymi z okresu 10 lat leczenia pacjentów napromienianiem *TBI* a zastosowane woreczki z ryżem w roli bolusa stanowią dobre rozwiązanie dla uzyskania efektu *build-up*, co potwierdzają pomiary dawek na skórze pacjenta w trakcie napromieniania.

Przeprowadzona symulacja zastosowania techniki *VMAT* w napromienianiu obszaru klatki piersiowej wykazała przydatność tej techniki w zastosowaniu w *TBI*. Wymaga to jednak przygotowania w warunkach napromieniania na fantomie antropomorficznym przed realizacją tego rozwiązania na pacjencie. Sposób wykorzystania techniki *VMAT* oraz porównanie wyników rozkładu dawki w obszarze klatki piersiowej pacjenta zarówno dla techniki *VMAT* jak i dla stosowanej metody I i II napromieniania *TBI* przedstawiono w rozdziale VI.11.

VI.12 VMAT (*ang. Volumetric Modulated Arc Therapy*) – możliwość zastosowania w Total Body Irradiation

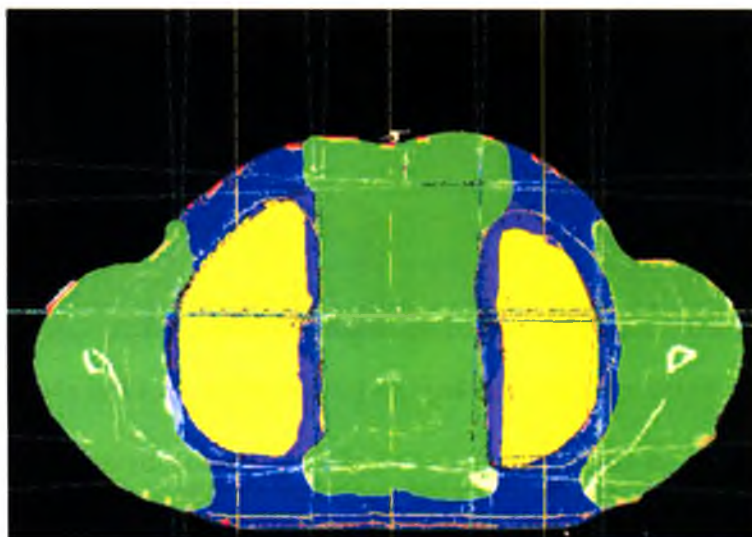


Rysunek VI.37. Realizacja napromieniania pacjenta techniką *VMAT* na akceleratorze firmy *ELEKTA*.

VMAT jest nowym rodzajem techniki obrotowej z zastosowaniem *IMRT*, w której listki kolimatora *MLC* oraz ramię (*ang. gantry*) akceleratora są w ciągłym ruchu podczas napromieniania pacjenta ciągle zmieniającymi się nieregularnymi polami stanowiącymi tzw. segmenty (rysunek VI.37). Możliwa jest płynna zmiana prędkości obrotu ramienia jak również zmiana mocy dawki promieniowania w trakcie realizacji terapii w celu uzyskania zmiennej liczby *JM* na stopień obrotu. Rozwiązanie takie zapewnia wysoką jakość realizacji przygotowanego planu napromieniania oraz efektywnie skraca czas ekspozycji pacjenta poprzez czynne wykorzystanie czasu pomiędzy kolejnymi napromienianymi sektorami.

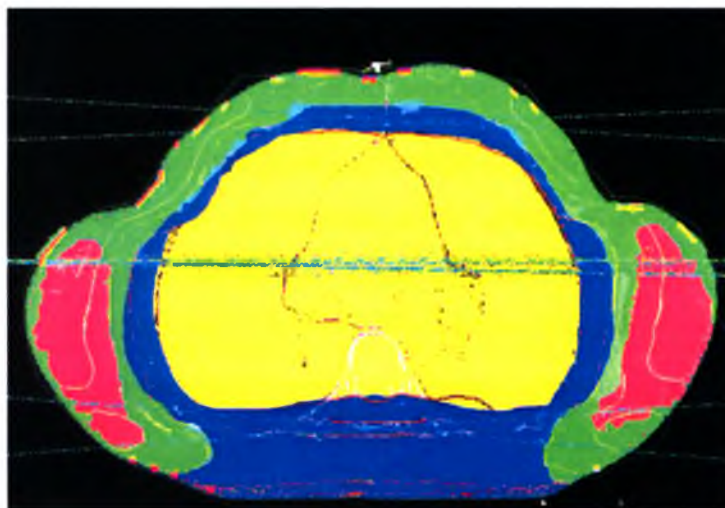
W stosowanych technikach napromieniania *TBI* ważnym obszarem jest rejon klatki piersiowej, w której znajdują się osłaniane od wysokiej dawki narządy krytyczne jakimi są płuca. Ze względu na często długi okres przeżycia po przeszczepie szpiku oraz z uwagi na młody wiek pacjentów (często pacjenci to małe dzieci) ważne jest, by w najlepszy możliwy sposób ochronić płuca, aby uniknąć w przyszłości u pacjenta powikłań związanych z napromienianiem. Jednocześnie ważne jest by dostarczyć planowaną dawkę do wszystkich pozostałych części ciała w jak najbardziej jednorodny sposób.

Rozkład całkowitej dawki w postaci izodoz z połączonych pól *AP/PA*, pól bocznych oraz elektronowych na ścianę klatki piersiowej, zasymulowany został w systemie planowania leczenia *Oncentra MasterPlan*. Analizując na rysunku VI.38 dawkę dostarczaną do obszaru klatki piersiowej przy zastosowaniu metody I, można zauważyć, że wartość 100% wartości dawki zaznaczonej kolorem zielonym nie pojawia się w pełnym obszarze klatki piersiowej. Miejsca dopromieniane wiązkami elektronowymi osiągają wartość 95% dawki. Dawka w tkance płucnej spełnia założenia i osiąga wartość nie większą od 9 Gy, co przedstawia rysunek VI.38.



Rysunek VI.38. Rozkład dawki w obszarze klatki piersiowej uzyskany w SPL po zsumowaniu wszystkich stosowanych pól w metodzie I napromieniania *TBI*. Kolorem zielonym zaznaczono poziom 100% dawki (względem dawki 12 Gy planowanej w *PC*), niebieski kolor oznacza poziom 95% dawki w *PC*, natomiast żółty kolor oznacza dawkę nie większą niż 9 Gy.

Stosując tylko naprzeciwległe pola boczne, zyskiem jest czas, w jakim wykonuje się napromienianie a metoda jest mniej kłopotliwa w wykonaniu oraz, co ważniejsze, nie jest tak kłopotliwa dla pacjenta jak metoda I z polami przednio-tylnymi (*AP/PA*). Jednak by osiągnąć minimalną dawkę w śródpiersiu jaką jest 10 Gy, również dawka w płucach musi zostać podwyższona do 10 Gy. Prezentowany na rysunku V.14 rozkład dawki odpowiada zastosowaniu metody II i przedstawia całkowitą dostarczoną pacjentowi dawkę w 6 frakcjach fotonowych oraz poprzez pola elektronowe na ścianę klatki piersiowej z boku. Ze względu na grubość ściany klatki piersiowej, wybór wyższych energii elektronów powoduje wzrost dawki w tych obszarach do 110% dawki planowanej w *PC* (12 Gy).

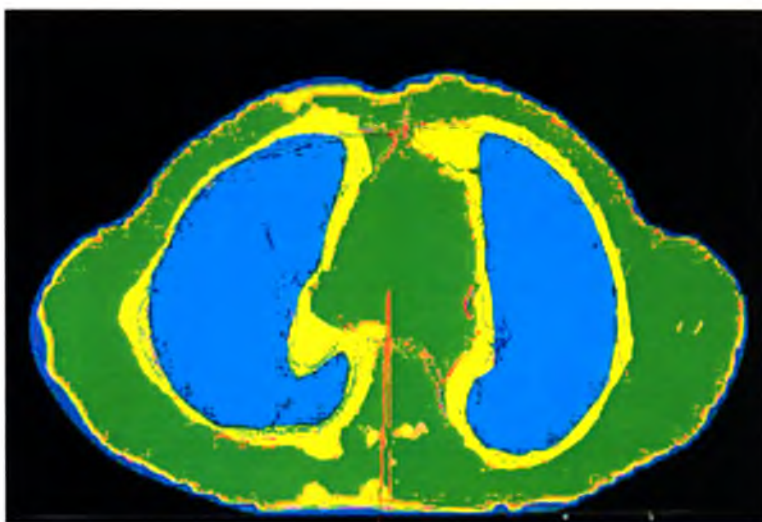


Rysunek VI.39. Rozkład dawki w obszarze klatki piersiowej uzyskany w *SPL* po zsumowaniu wszystkich stosowanych pól w metodzie II napromieniania *TBI*. Kolorem zielonym zaznaczono poziom 100% dawki (względem dawki 12 Gy planowanej w *PC*), niebieski kolor oznacza poziom 95% dawki w *PC*, natomiast żółty kolor oznacza dawkę nie większą niż 10 Gy. Kolor różowy to 110 % dawki planowanej w *PC*.

W roku 2009 pojawiło się na polskim rynku radioterapii kilka rozwiązań technologicznych zmieniających sposób realizacji napromieniania poprzez nowe systemy planowania leczenia z nowszymi algorytmami kalkulacji dawki oraz optymalizacji wykonanych planów leczenia. Firma *Elekta* do swojego rozwiązania technik dynamicznych *VMAT* sugeruje i dostarcza wraz ze sprzętem system planowania leczenia *Monaco* opierający się na algorytmie obliczeniowym *Monte Carlo*. Poprzez sposób realizacji napromieniania znacznie skraca się czas terapii promieniowaniem X, przy jednoczesnym oszczędzaniu organów krytycznych w lepszym stopniu niż w przypadku konformalnej radioterapii. Również rozkład dawki w napromienianym obszarze w przeważającej liczbie przypadków uzyskuje lepsze wyniki w porównaniu z klasyczną radioterapią 3D. W związku z posiadaniem opisywanego wyposażenia podjęto próbę wykorzystania techniki *VMAT* w napromienianiu *TBI* – metoda jest w trakcie przygotowań. Nowy sposób napromieniania polega na napromienianiu pacjenta tylko frakcjami z zastosowaniem promieniowania X_{15MV} w polach bocznych, natomiast osłona boczna w formie bloku zasłaniającego całą klatkę piersiową powinna zostać zastosowana przez wszystkie 6 frakcji. Przypuszcza się że napromienianie klatki piersiowej za pomocą techniki *VMAT* pozwoli na ograniczenie dawki w płucach do minimum, przy jednoczesnym napromienieniu reszty tkanek jednorodną dawką w całym obszarze, w tym śródpiersia (bez konieczności podwyższania dawki w płucach - co ma miejsce w metodzie II). Obecnie nowa technika napromieniania *TBI* jest w fazie przygotowań i testów przeprowadzanych na fantomie antropomorficznym przed zastosowaniem jej na

pacjentach. Proces optymalizacji dawki w *SPL Monaco* wymaga dużej liczby obliczeń, ze względu na objętość struktur, które poddawane są optymalizacji w procesie planowania.

Symulacja rozkładu dawki, wykonana w systemie planowania leczenia *Monaco*, analizowanego wcześniej obszaru klatki piersiowej, daje zadowalające wyniki, które prezentuje rysunek VI.40. Kolor zielony odpowiada dawce 100 % dawki planowanej, żółty kolor to dawka równa 10 Gy, natomiast kolor niebieski odpowiada dawce mniejszej niż 8 Gy.



Rysunek VI.40. Rozkład dawki w obszarze klatki piersiowej uzyskany w *SPL Monaco* w przygotowywanej metodzie napromieniania *TBI*. Kolorem zielonym zaznaczono poziom 100% dawki (względem dawki 12 Gy planowanej w *PC*), żółty kolor oznacza dawkę 10 Gy, natomiast kolor niebieski odpowiada dawce mniejszej niż 8 Gy.

Przy zastosowaniu techniki VMAT można ograniczyć dawkę w płucach poniżej zakładanej dawki maksymalnej, tzn. poniżej 9 Gy, przy jednoczesnym dobrym rozkładzie dawki w obszarze napromieniania, który stanowi ścianę klatki piersiowej wraz ze śródpiersiem. Tego typu rozwiązanie wymaga jednak przygotowania polegającego na sprawdzeniu techniki na fantomie antropomorficznym symulującym wymiary i gęstości tkanek pacjenta.

VII. Wnioski i podsumowanie

Wyniki przeprowadzonych symulacji, obliczeń oraz pomiarów otrzymanych w dozymetrii klinicznej *in vivo* dla opracowanych metod napromieniania nowotworów układowych przed planowaną transplantacją szpiku kostnego pozwalają stwierdzić, że:

1. Opracowane przez autora metody (metoda I i metoda II) napromieniania pacjentów przed przeszczepem szpiku kostnego są procedurami wysokospecjalistycznymi i zostały zaadaptowane oraz wdrożone przez kolejne ośrodki radioterapii w Polsce.
2. Obliczenia i pomiary dawek oraz ich rozrzuty procentowe mieszczą się w przedziale jednorodności dawki $\pm 10\%$ (metoda I) oraz $\pm 15\%$ (metoda II) względem dawki planowanej na Punkt Centrowania - *PC*.
3. Dawki obliczone wykazują bardziej stabilny rozkład i jednorodność w porównaniu z dawkami zmierzonymi ze względu na brak udziału błędu pomiarowego związanego z czynnikami niezależnymi (ruchomość pacjenta, sposób ułożenia bolusa w każdej frakcji, itp.).
4. Obliczenia i pomiary wskazują na symetryczny, względem osi długiej pacjenta, rozkład dawki obliczonej oraz zmierzonej w wyznaczonych punktach pomiarowych.
5. Metoda I wymaga dłuższego czasu na jej realizację jednak pozwala na uzyskanie bardziej homogennego rozkładu dawek średnich w pacjencie w porównaniu z metodą II.
6. Opracowanie projektu zestawu *Polkam TBI* pozwoliło na bezpieczne, łatwe i powtarzalne układanie pacjenta w ramie terapeutycznej dla przeprowadzenia napromieniania w poszczególnych frakcjach *TBI*.
7. Z uwagi na obserwację tendencji dawek zarówno obliczonych jak i zmierzonych do osiągania wartości wyższych od planowanych, zasugerowano obniżenie czasu napromieniania o określoną wyliczoną wartość procentową zarówno dla metody I, jak i dla metody II, co spowodowało przesunięcie koncentracji średnich dawek w okolice dawki planowanej.
8. Symulacja rozkładu dawki dla rejonu klatki piersiowej pacjenta z zastosowaniem techniki *VMAT* spełnia założenia jednorodności dawki w tym obszarze, z jednoczesnym ograniczeniem dawki na tkankę płucną.

VIII. Bibliografia

- [1] Safwat MA: The role of low-dose total body irradiation in treatment of non-Hodgkin's lymphoma: a new look at the old method, *Radiother. Oncol.* (2000); 56: 1-8
- [2] Jacobs Ch, Henry Kaplan and the Story of Hodgkin's disease, Stanford University Press, Stanford, California (2010)
- [3] Johnson RE: Treatment of chronic lymphocytic leukaemia by total body irradiation alone and combined with chemotherapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* (1979);5: 159-164
- [4] Qasim MM: Total Body Irradiation as a primary therapy in non-Hodgkin's lymphoma, *Clin. Radiol.* (1979);30: 287-289
- [5] Gale RP, Butturini A, and Bortin MM: What does Total Body Irradiation do in Bone Marrow Transplants for Leukemia *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 20: 631-634. (1991)
- [6] Lindsley K, Deeg HJ: Total body irradiation for marrow or stem-cell transplantation. *Cancer Investigation*, (1998); 16, 424-425
- [7] Shank QB: Total body irradiation for marrow or stem-cell transplantation. *Cancer Investigation*, (1998) 16, 397-404
- [8] Barret A: Total Body Irradiation before Bone Marrow Transplantation: a review, *Clin. Radiol.*(1982);33: 131-135
- [9] Barret A: Total body irradiation: *Rep Prac Oncol Radiother* Volume 4 Number 3 (1999); 47-64
- [10] American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Radiation Therapy Committee, Task Group 29: The physical aspects of total and half body photon irradiation. AAPM report No. 17. New York (NY): American Institute of Physics. (1986)
- [11] Podgorsak EB, Podgorsak MB: Special procedures and techniques radiotherapy. In: Podgorsak EB, editor. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency; (2005); 505-48
- [12] Malicki J: The accuracy of dose determination during total body irradiation. *Strahlenther Onkol* (1999); 175: 208-12
- [13] Sanchez-Doblado F, Quast U, Arrans R, Errazquin L, Sanchez-Nieto B and TerronJA: Total Body Irradiation Prior to Bone Marrow Transplantation, European Commission and European Group for Blood and Marrow Transplantation (EBMT), Sevilla (1995)
- [14] ICRU 50; Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy: International Commission of Radiation Units and Measurements, Washington (1993)
- [15] ICRU 24; Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures International Commission of Radiation Units and Measurements, Washington (1976)
- [16] Jaworowski Z: Beneficial radiation. *Wiadomości Chemiczne* (1996); (50) 759-8780
- [17] Przybyszewski WM, Widel M, Szurko A, Maniakowski Z: Wpływ mocy dawki na komórkowe, biochemiczne i molekularne efekty promieniowania jonizującego. *Postępy Hig Med Dośw* (2008); 62: 468-477 e-ISSN 1732-2693
- [18] Kato TA, Nagasawa H, Weil MM, Little JB, Bedford JS: Levels of gamma-H2AX foci alter low-dose-rate irradiation reveal a DNA DSB rejoining defect in cells from human ATM

heterozygotes in two AT families and in another apparently normal individual. *Radiat. Res.*, (2006); 166: 443–453

[19] Szumiel I, Wójcik A: Działanie promieniowania jonizującego na materię żywą; s. 129-142 z pracy zbiorowej Hryniewicz Andrzej „Człowiek i promieniowanie jonizujące” PWN Warszawa 2001

[20] Shank B, O'Reilly RJ, Cunningham I, Kernan N, Yaholom J, Brochstein J, Castro Malaspina H, Kutcher GJ, Mohan R, Bonfiglio P: Total body irradiation for bone marrow transplantation: the Memorial Sloan-Kettering Cancer Center experience. *Radiother Oncol.* (1990);18 Suppl 1:68-81

[21] Przybyszewski WM, Widel M, Polaniak R, Szurko A, Matulewicz L, Maniakowski Z, Birkner E, Rzeszowska-Wolny J: Contrasting effects of low vs high dose-rate radiation on lipid peroxidation, DNA damage, and antioxidant enzyme activities in tumor cells. *Progress in Medical Research*, (2005); 3: 12–25

[22] Pierquin B.: The optimization of delivered dose in radiotherapy: is it related to low dose rate? *Radiother. Oncol.* (2001); 58: 7–9

[23] Malaise E.P, Fertil B, Chavaudra N, Guichard M: Distribution of radiation sensitivities for human tumor cells of specific histological types: comparison of *in vitro* and *in vivo* data. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* (1986); 12: 617–624

[24] Wan XS, Bloch P, Ware JH, Zhou Z, Donahue JJ, Guan J, Stewart J, Kennedy AR: Detection of oxidative stress induced by low- and high-linear energy transfer radiation in cultured human epithelial cells. *Radiat. Res.* (2005); 163: 364–368

[25] Steel GG: Cellular sensitivity to low dose-rate irradiation focuses the problem of tumor radioresistance. *Radiother. Oncol.* (1991); 20: 71–83

[26] Grinsky T, Socie G, Ammarguella H, et al.: Consequences of two different doses to the lungs during single dose of Total body Irradiation. Results and randomized study on 85 patients. *Int.J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* (1994); 30, 821-824

[27] Van Dyk J, Keane TJ, Kan S, Rider WD, Fryer CJ. Radiation pneumonitis following large single dose irradiation: Re-evaluation based on absolute dose to lung. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* (1981); 7: 461-7

[28] Gore EM, Lawton CA, Ash RC, Lipchic RJ: Pulmonary function changes in long-term survivors of bone marrow transplantation. *Int. J.Radiation Oncology Biol. Phys.* Vol 36 No.1 (1996); 67-75

[29] El-Khatib E, Connors S, Logus W: The influence of lung and bone dosimetry on the choice of radiation energy for Total Body Irradiation. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* (1992); vol. 23 pp.1051 -1057

[30] Thomas O, Mahé M, et al:Long - term complications of Total Body Irradiation in adults. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* (2001); vol. 49,125 -131

[31] Shank B: Total body irradiation for marrow and stem cell transplantation. *Cancer investigation*, 16, (1998); 397-404

[32] Shank B: Techniques of magna-field irradiation. *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics*, 42 (1999); 1925-1931

[33] Wheldon TE: The radiobiological basis for total body irradiation. *The British Journal of Radiology*, 70 (1997); 1204-1207

- [34] Quast, U, Dutreix A, Broerse, JJ: Late effects of Total Body Irradiation in correlation with physical parameters. *Radiother. Oncol. Suppl.* 1 (1990); 158-162
- [35] Keane TJ, Van Dyk J, Ridner WD: Idiopathic interstitial pneumonia following bone marrow transplantation: the relationship with total body irradiation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 7 (1981); 1365-1370
- [36] Malicki J, Wachowiak J, Kosicka G: Rozkłady dawek oraz wczesne wyniki leczenia u chorych z ostrą białaczką poddanych frakcjonowanemu napromienianiu całego ciała przed alogeniczną transplantacją szpiku kostnego. *Nowotwory* (1996); vol. 46. 731-736
- [37] Lehnert S: Response of the lung to intermittent irradiation: the importance of average versus instantaneous dose rate. *Int. J. Rad. Oncol. Biol. Phys.* (1986);11: 2183-2184
- [38] Kim TH, Rybka WB, Lenhert S, Freeman CR: Intersitial pneumonitis following total body irradiation for bone marrow transplantation using two different dose rates. *Int. J. of Radiat. Oncol. Biol. Phys.* (1985); 11, 1285-1291
- [39] Skowrońska – Gardas A, Dąbrowski R. at all; Ocena wczesnych wyników i powikłań po napromienianiu całego ciała z zastosowaniem własnej modyfikacji; *Nowotwory Journal of Oncology*, Number 2 (2006); Volume 56; 179-184
- [40] Quast U, Dutreix A, Broerse JJ: Late effects of total body irradiation in correlation with physical parameters. *Radioth Oncol* 1990;1 :158-62.
- [41] Bradley J, Reft C, Goldman S, Rubin C, Nachman J, Larson R. et al: High-energy total body irradiation as preparation for bone marrow transplantation in leukemia patients: treatment technique and related complications. *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics* (1998); 40, 391-396
- [42] Mah K, Van Dyk J, Keane T, Poon PY: Acute radiation-induced pulmonary damage. A clinical study on the response to fractionated radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 13 (1987); 179-188
- [43] Quast U: The dose to lung in *TBI*. *Strahlenther. Onkol.* 167 Nr 3 (1991); 135-151
- [44] Quast U: Total body irradiation prior to bone marrow transplantation. Sparing the lung. *Bone marrow transplantation* (1982); 4:262-264
- [45] Kukołowicz P, Scharf W, Morawska-Kaczyńska M, Bulski W: *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna* (2000); Tom 9 – Fizyka medyczna ; rozdział 3-Radioterapia
- [46] Brahme A: Individualizing cancer treatment: biological optimization models in treatment planning and delivery. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 49.2 (2001); 327-337
- [47] Bergemer J: Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles. *Methods in Computational Physics. Vol.I, Statistical Physics*, p. 135. Edited by B. Alder, S. Fernbach and M. Rotenberg. Academic Press, New York (1983)
- [48] Podgorsak EB, Podgorsak MB: Special procedures and techniques radiotherapy. In: Podgorsak EB, editor. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency (2005); 123-159
- [49] Gottlieb N: New Technologies for Radiotherapy, *JNCI J Natl Cancer Inst* (2001); 93(6): 421-423
- [50] Scharf W: *Akceleratory biomedyczne*. Wydawnictwo naukowe PWN (1994)

- [51] Maciszewski W, Scharf W: Particle accelerators for Radiotherapy. Present status and future. *Physica Medica* XX.4 (2004); 137
- [52] Łobodziec W: Leksykon onkologii, Nowotwory, *Journal of Oncology*, (2006); Volume 56, Number 3; 351-358
- [53] Łobodziec W: Dozymetria promieniowania jonizującego w radioterapii. Wydawnictwo Uniwersytetu Śląskiego (1999)
- [54] Broda R: Oddziaływanie promieniowania jonizującego z materią; s. 11-48 z pracy zbiorowej Hryniewicz A: Człowiek i promieniowanie jonizujące PWN Warszawa (2001)
- [55] Strzałkowski A: Wstęp do fizyki jądra atomowego. PWN Warszawa (1979)
- [56] Evans RD: The atomic nucleus. Mc Graw-Hill, New York, Toronto, London (1955)
- [57] Price WJ: Detekcja promieniowania jądrowego. PWT, Warszawa (1960)
- [58] Szczeniowski Sz: Fizyka doświadczalna. Fizyka jądra i cząstek elementarnych. cz. VI. PWN, Warszawa (1974)
- [59] Kaplan I: Fizyka jądrowa. PWN, Warszawa (1957)
- [60] Muchin KN: Doświadczalna fizyka jądrowa. Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa (1978)
- [61] Jayaraman S, Lanzl LH: Clinical Radiotherapy Physics. Volume I and II, Springer (2002)
- [62] IAEA TRS-277: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna (1987)
- [63] IAEA TRS-398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna (2004)
- [64] Kawa-Iwanicka A, Łobodziec W, Iwanicki T, Dybek M, Gawelko J, Czerwinska D. Dose uniformity in the total body irradiation technique using 15 MV photon beam. *Physica Medica* Vol. 20, supp. 1, ss. 144-6 (2004)
- [65] Kawa-Iwanicka A, Dybek M, Iwanicki T, Łobodziec W, Radkowski A: The technique of total body irradiation applied at the Leszczyński memorial hospital Reports of Practical Oncology & Radiotherapy, Volume 7, Issue 2 (2002); 53-60
- [66] Kawa-Iwanicka A, Łobodziec W, Dybek M, Nenko D, Iwanicki T: Dose distribution homogeneity in two TBI techniques – analysis of 208 irradiated patients conducted in Stanislaw Leszczynski Memorial Hospital, Katowice - Reports of Practical Oncology & Radiotherapy 2012 – in press
- [67] Quast U: Total Body Irradiation – review of treatment techniques in Europe, *Radiother. Oncol.* (1987); 9: 91-106
- [68] Leer JWH, Broerse JJ, Vroome H, Chin A, Noordijk EM, Dutreix A: Techniques applied for Total Body Irradiation, *Radiother. Oncol.* (1990); Suppl. 1: 10-15
- [69] Thwaites DI, Ritchie GL, Parker AC: Total body irradiation for bone marrow transplantation in Edinburgh: Techniques, dosimetry and results, *Radiother. Oncol.* (1990); Suppl. 1:143-145
- [70] Quast U: Whole body radiotherapy: A TBI-guideline, *J. Med. Phys.* (2006);31:5-12

- [71] Malicki J, Fundowicz M, Wachowiak J, Czyż A, Kosicka G, Żmijewska-Tomeczak M: Projekt procedury napromieniania całego ciała. Ministerstwo Zdrowia. Projekt z dnia 25 lipca (2011) 34-48
- [72] Piotrowski T, Adamska K, Malicki J: Effect of scattered radiation in the total body irradiation technique: evaluation of the spoiler and wall dose component in the depth dose distribution *Nukleonika* (2007); 52 (4) 153–158
- [73] Sroka M, Reguła J, Łobodziec W: The influence of the bolus-surface distance on the dose distribution in the build-up region; *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy* 15 (2010); 161–164
- [74] Kassae A, Xiao Y, Bloch P, Goldewin J, Rosenthal DJ, Bjarngard BE: Doses near the surface during Total Body Irradiation with 15 MV X-Rays. *Int.J.Cancer (Radiat Oncol Invest) Suppl.*96 (2001); 125-130
- [75] Galvin J, D'Angio G, Walsh G: Use of tissue compensators to improve dose uniformity for total body irradiation. *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics* (1999); 42, 767-771
- [76] Rider WD, Van Dyk J: Total and partial body irradiation In *Radiotherapy Treatment Planning*, New York, (1983); 559-594,
- [77] Instrukcja używania stołu terapeutycznego *Polkam TBI* – Instytut Problemów Jądrowych Zakład Aparatury Medycznej, (2005)
- [78] Manigandan D., Bharanidharan G., Aruna P., Devan K., Elangovan D., Patil V., Tamilarasan R., Vasanthan S., Ganesan S., Dosimetric characteristics of a *MOSFET* dosimeter for clinical electron beams, *Phys. Med.* (2009); 25:141-147
- [79] Briere TM, Tailor R, Tolani R, Prado K, Lane R, Woo S, Ha C, Gillin MT, Beddar AS: Patient dosimetry for total body irradiation using single-use *MOSFET* detectors. *J Clin Med Phys* (2008); 9(4):200-207
- [80] Briere TM, Beddar AS, Gillin MT: Evaluation of pre-calibrated implantable *MOSFET* radiation dosimeters for megavoltage photon beams. *Med Phys.* (2005); 32(11):3346-3349
- [81] Cheung T, Butson MJ, Yu Peter KN: Effects of temperature variation on *MOSFET* dosimetry. *Phys. Med. Biol.* (2004); Vol. 49;13-49
- [82] Carrasco J, Jurado D, Ruiz A, Eudaldo T, Ribas M: Comparison study of *MOSFET* detectors and diodes for entrance in vivo dosimetry in 18 MV X-ray beams. *Med Phys.* (2004); 31(9):2534-2542
- [83] Halvorsen PH: Dosimetric evaluation of a new design *MOSFET* in vivo dosimeter. *Med Phys.* (2005); 32(1): 110—117
- [84] Scalchi P, Francescon P, Rajaguru P: Characterization of a new *MOSFET* detector configuration for in vivo skin dosimetry. *J. Phys.* (2005); 32(6): 1571-1578
- [85] Dybek M, Łobodziec W, Iwanicki T, Kawa – Iwanicka A: Detektory *MOSFET* jako narzędzie do weryfikowania dawek terapeutycznych wiązek elektronów w radioterapii. *Rep Prac Oncol Radiother* (2004); 9(Sup 2):295
- [86] Dybek M, Łobodziec W, Iwanicki T, Kawa – Iwanicka A, Markisch S, Zipper W, Detektory *MOSFET* jako narzędzia do weryfikowania dawek promieniowania X w radioterapii, *Rep Pract Oncol Radiother* (2004); 9:45-50
- [87] Connor S, Scrimger J, Logus W, L. Johnson, Scharther E: Development of translating bed for total body irradiation, *Med. Dosim.* (1988);13:195 – 199

- [88] Molls M, Quast U, Schaefer UW, Beelen DW, Quabeck K, Graeven U, Sayer HG: Clinical results and the Essen concept of *TBI*. *Raiother. Oncol.* (1990); 18 (Suppl. 1): 121-124
- [89] Umek B, Zwitter M, Habic H: Total body irradiation with translation method. *Radiother. Oncol.* (1996); 38: 253-255
- [90] Jensen JM, Hebbinghaus D, Schneider R: SIMRT in practice: 18 years of experience in *TBI*. University of Kiel Medical School, Feb. (2001)
- [91] Niroomand A: Physical aspects of Total Body Irradiation of bone marrow transplant patients using 18MV X rays. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* (1991); vol. 20 pp.605-611
- [92] Malicki J, Wachowiak J, Kosicka G, Stryczyńska G: Ograniczenia praktyczne metody napromieniania całego ciała przed przeszczepem szpiku kostnego. *Współczesna Onkologia* (1997); vol. 2 str. 43-44
- [93] Galvin JM: Total Body Irradiation Dosimetry and Practical Considerations, *Int. J Radiat. Oncol. Biol. Phys.* (1982); 6:744-756
- [94] Kassae A, Xiao Y, Bloch P, Goldwein J, Rosenthal DI, Bjarngard BF: Doses near the surface during Total Body Irradiation with 15 MV Xrays. *Int. J. Cancer* (2001); 96, 125-130
- [95] Plaskonsky B, Tapper PD, Bedford AM, Davis FM: Physical aspects of total body irradiation at the Middlesex Hospital (UCL group of hospitals), London 1988-1993. *Phys. Med. Biol.* (1996); 2327-2343
- [96] Wittyh J, Kukolowicz P: Wpływ płyty rozpraszającej na rozkład dawki od wiązki promieniowania X o energii 6 MV. *Rep. Pract. Oncol. Radiother* (2003); 8 (1)
- [97] Nenko D: Rozkład dawki w obszarze składania pól przednio-tylnych wiązek promieniowania X 15 MV w technice *TBI* stosowanej w Szpitalu im. Stanisława Leszczyńskiego w Katowicach. Praca magisterska (2005): Uniwersytet Śląski. Wydział Matematyki Fizyki i Chemii.
- [98] Tatarzycki Paweł: Statystyka po ludzku. ISBN, Wydanie I (2007).

IX. Wykaz rysunków

Rysunek II.1. Schemat przebiegu choroby popromiennej w zależności od dostarczonej dawki na całe ciało. (Źródło: Szumiel Irena, Wójcik Andrzej „Działanie promieniowania jonizującego na materię żywą” s. 129-142 z pracy zbiorowej Hryniewicz Andrzej „Człowiek i promieniowanie jonizujące” PWN Warszawa 2001 [19]).	8
Rysunek II.2. Schemat blokowy akceleratora liniowego. (Źródło Podgorsak EB. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2005 [48]).	12
Rysunek II.3. Achromatyczny układ odchyłania wiązki o 270°. Czerwone linie przedstawiają torę elektronów przechodzących przez szczelinę energetyczną zaznaczoną kolorem niebieskim. (Źródło: Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.	14
Rysunek II.4. Utwardzanie wiązki promieniowania X w tarczy konwersji (Na podstawie prezentacji J. Olofson ESTRO 2003).	15
Rysunek II.5. Stożkowy filtr wyrównujący - schemat (Źródło: prezentacja J. Harasimowicz – Szkoła akceleratorów, Świerk 2005).	16
Rysunek II.6. Folie rozpraszające (Źródło: J. Olofson ESTRO 2003).	17
Rysunek II.7. Symulacja prezentująca wirtualny sposób realizacji napromieniania wiązką elektronów z zastosowaniem standardowego aplikatora dla wiązek elektronowych wraz z wylewką kształtującą dowolne pole promieniowania – widok poprzeczny. Kolorami zaznaczono rozkłady izodoz w ścianie klatki piersiowej; (Źródło – Elekta Company).	18
Rysunek II.8. Krzywa rozkładu dawki w osi wiązki w wodzie dla wiązki elektronowej (sporządzono na podstawie Raportu nr 277 IAEA [62]). D_m jest maksymalną dawką pochłoniętą określoną jako 100%, D_x jest to dawka pochłonięta pochodząca od promieniowania hamowania (niem. bremsstrahlung), R_{100} jest głębokością dawki maksymalnej, zakres pomiędzy R_{85} oraz R_{85} jest przyjętym zakresem terapeutycznym, natomiast R_{50} jest głębokością odpowiadającą 50% dawki pochłoniętej; R_p jest zasięgiem praktycznym elektronów.	20
Rysunek II.9. Względna reakcja fotonu z absorbentem w zależności od energii padającego fotonu oraz liczby atomowej Z absorbenta (sporządzono na podstawie pracy A. Hryniewicza [54]).	22
Rysunek II.10. Szkic rozproszenia fotonu w efekcie Comptona [53].	24
Rysunek II.11. Pozycja terapeutyczna pacjenta (widok <i>BEV</i> z góry 'okiem' wiązki (ang. Beams Eye View) uzyskany w systemie planowania leczenia) - różnice geometryczne powodujące zastosowanie różnych warstw bolusa w terapii wiązkami promieniowania X_{15MV} ; zaznaczone zostały również kształty przygotowanych indywidualnych osłon na płuca – kolor niebieski, oraz geometria pola <i>AP</i> – kolor żółty.	29

Rysunek II.12. Wykres zależności współczynnika korekcyjnego k osłabiania promieniowania X_{15MV} od grubości warstwy ryżu.	31
Rysunek II.13. Rozkład dawki w ciele pacjenta pochodzącej od pojedynczej megawoltowej wiązki fotonowej. D_s jest dawką powierzchniową od strony wejścia wiązki, D_{wyl} jest dawką powierzchniową od strony wyjścia wiązki. D_{max} jest dawką maksymalną normalizowaną do wartości 100%, dającą krzywą spadku dawki wraz z głębokością (PDD). Obszar pomiędzy $d = 0$ i $d = d_{max}$ jest nazywany obszarem narastania dawki – build-up. (Na podstawie: Podgorsak EB [48]).	32
Rysunek II.14. Głębokość dawki wejściowej oraz wyjściowej w fantomie wodnym.	34
Rysunek II.15. Sporządzony w systemie planowania leczenia Oncentra MasterPlan obraz przekroju klatki piersiowej pacjenta w obszarze wyznaczania współczynnika korekcji dawki w tkance płucnej - k_{pl}	35
Rysunek II.16. Wyznaczone w systemie planowania leczenia przykładowe wartości współczynnika korekcji k_{pl} . Wartości współczynnika k_{pl} zależne są od indywidualnych wymiarów struktur klatki piersiowej pacjenta.	36
Rysunek II.17. Dwa sposoby określania jakości wiązki promieniowania X: jako iloraz wartości TPR_{20}/TPR_{10} lub jako iloraz mocy dawki D_{20}/D_{10} . Dla sposobu z TPR pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$ określa się w izocentrum, SCD (ang. Source to Chamber Distance – odległość od źródła promieniowania do komory jonizacyjnej), natomiast dla ilorazu mocy dawek pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$ jest określone na powierzchni fantomu w odległości $SSD=100 \text{ cm}$. (Na podstawie 'Dozymetrii promieniowania jonizującego' Lobodziec W. Rozdział 4 [53]).	38
Rysunek II.18. Schemat budowy oraz fotografia naparstkowej komory jonizacyjnej typu Farmer (wymiaru podano w milimetrach).	41
Rysunek II.19. Schemat geometrii pola stosowanej wiązki bocznej promieniowania X o energii 15 MV – widok okiem wiązki BEV	44
Rysunek II.20. Profile bocznych wiązek promieniowania X_{15MV} aparatów <i>ELEKTA</i> oraz <i>PRIMUS</i> stosowanych w procedurze napromieniania całego ciała. Wartości wyznaczone poprzez pomiar w fantomie wodnym na głębokości $d=10 \text{ cm}$ i znormalizowane do maksymalnej wartości otrzymanej w osi wiązki promieniowania. Na wykresie kolorem jasnoniebieskim zaznaczono pod krzywymi pole, które stanowi przedział terapeutyczny wiązki bocznej określonej z odległości $SSD=330 \text{ cm}$	45
Rysunek II.21. Rysunek prezentuje sposób ułożenia pacjenta w przedziale terapeutycznym stosowanej bocznej wiązki promieniowania X na podstawie wyznaczonych profili stosowanych wiązek promieniowania. Fotografia przedstawia pacjenta ułożonego w pozycji terapeutycznej i przygotowanego do ekspozycji. Kolor niebieski – krzywa profilu aparatu <i>PRIMUS</i> , kolor czerwony – krzywa profilu aparatu <i>ELEKTA</i>	46
Rysunek II.22. Wykres uzyskanych w wyniku pomiarów w fantomie wodnym wartości znormalizowanych procentowych mocy dawki PDD wraz z głębokością d dla stosowanych w <i>TBI</i> akceleratorów <i>ELEKTA</i> oraz <i>PRIMUS</i>	47

Rysunek II.23. Widok obrazów poprzecznych okolicy punktu centrowania wiązki PC oraz głowy pacjenta uzyskanych w Systemie Planowania Leczenia (SPL) Oncentra MasterPlan. Na zdjęciach poprzecznych po stronie prawej kolor szary prezentuje sposób wypełnienia ramy terapeutycznej stosowanym bolusem.....	48
Rysunek II.24. Wirtualna symulacja rozkładu procentowej dawki $PDD(d,S,330)$ wraz z głębokością wnikania w ciało napromienianego pacjenta przy ekspozycji na pola boczne prawe i lewe o polu powierzchni S i z odległości $SSD=330$ cm – okolica Punktu Centrowania (PC).	48
Rysunek II.25 a) i b). Prezentacja sumy wartości $PDD(d,S,330)$ ze strony prawej i lewej napromieniania w obszarze jamy brzusznej – rysunek a) oraz w okolicy ramion i głowy pacjenta – rysunek b).	49
Rysunek II.26. Prezentacja procentowego rozkładu przestrzennego otrzymanych wartości dawek (suma wartości PDD oraz profilu wiązki) dla stosowanej wiązki bocznej promieniowania X_{15MV} - przykład dla aparatu <i>ELEKTA</i>	50
Rysunek II.27. Zestaw Polkam <i>TBI</i>	52
Rysunek II.28. Polkam <i>TBI</i> – zestaw terapeutyczny-schemat. (Instrukcja używania stołu terapeutycznego Polkam <i>TBI</i> – Instytut Problemów Jądrowych Zakład Aparatury Medycznej [77]). ..	53
Rysunek II.29. Ruchomy element utrzymujący boczną osłonę na tkankę płucną wykonaną ze stopu Wood’a.	54
Rysunek II.30. Zdemowalne elementy ruchome zestawu – schemat [77].	55
Rysunek II.31. Rama terapeutyczna – fotografia.	55
Rysunek II.32. Schemat bocznego rzutu ściany ramy terapeutycznej.	56
Rysunek II.33. Element stabilizujący ściany ramy terapeutycznej.	56
Rysunek II.34. Wykonane z pleksiglasu zdejmowalne nakładki na kolana.	57
Rysunek II.35. Strzałkowy centrator laserowy zestawu Polkam <i>TBI</i> wskazujący prostopadłość ułożenia stołu w stosunku do padającej wiązki oraz odległość ściany łóżka terapeutycznego od źródła promieniowania	58
Rysunek III.1. Fotografia prezentuje miniaturowe rozmiary detektorów typu <i>MOSFET</i>	59
Rysunek III.2. Fotografia zestawu do dozymetrii in vivo – detektory <i>MOSFET</i> oraz zasilacz.	59
Rysunek III.3. Detektory <i>MOSFET</i> w zaprojektowanych nakładkach build-up wykonanych z aluminium na potrzeby pomiaru dawki in vivo dla pól elektronowych w technice <i>TBI</i>	61
Rysunek III.4. Fotografia oraz rysunek aluminiowych nakładek build-up stosowanych przy pomiarze pól elektronowych.	62
Rysunek III.5. Rozmieszczenie detektorów <i>MOSFET</i> na płycie kalibracyjnej.	63
Rysunek III.6. Warunki kalibracji detektorów <i>MOSFET</i> dla pomiarów in vivo w procedurze <i>TBI</i>	63
Rysunek III.7. Rozkład wartości procentowych różnic pomiarowych między detektorami typu <i>MOSFET</i> a komorą jonizacyjną typu <i>Farmer 0.6 cm³</i> . Wartość średnia równa (-)0.3% jest średnią	

różnicy procentowej pomiędzy dawką obliczoną w danym punkcie a dawką zmierzoną komorą jonizacyjną ze wszystkich N=608 wykonanych pomiarów.	66
Rysunek IV.1. Rozmieszczenie na skórze pacjenta punktów pomiarowych na potrzeby dozymetrii in vivo przeprowadzanej detektorami MOSFET w procedurze TBI.....	70
Rysunek V.1. Ilustracja sposobu wyznaczenia na pacjencie punktu centrowania PC.....	74
Rysunek V.2. Zastosowanie płyty górnej oraz płyty dolnej w roli spoilera w przednio-tylnych frakcjach TBI.....	76
Rysunek V.3. Schemat łączenia pól przednio tylnych frakcji AP/PA procedury TBI z zaznaczonym obszarem spadku dawki (ang. gap region), oraz z obszarem dawki podwyższonej (ang. overlap region).	77
Rysunek V.4. Cyfrowa rekonstrukcja kształtu osłon na tkankę płucną dla pól fotonowych AP/PA i bocznego pola fotonowego oraz fotografia wykonanych według planu osłon indywidualnych ze stopu Wood'a (strona prawa rysunku).	79
Rysunek V.5. Fotografia indywidualnych apertur elektronowych (pola: AP/Lewe, AP/Prawe, PA/Lewe, PA/Prawe) stosowanych w I metodzie TBI. Apertury wykonane zostały z ołowiu i zamontowane do standardowych aplikatorów elektronowych będących na wyposażeniu akceleratora.	81
Rysunek V.6. Kształty pól dopromieniających ścianę klatki piersiowej wiązkami elektronowymi oraz realizacja napromieniania.....	81
Rysunek V.7. Fotografie prezentujące ułożenie pacjenta w pozycji terapeutycznej po stronie lewej widok pacjenta z rozmieszczonymi detektorami MOSFET, przed wypełnieniem ramy terapeutycznej bolusem, oraz po stronie prawej procedura po zastosowaniu bolusa.	86
Rysunek V.8. Po stronie lewej zdjęcie rentgenowskie wykonane w trakcie symulacji wstępnej, sprawdzające zgodność kształtu i wielkość wykonanych osłon w stosunku do zaplanowanych. Po stronie prawej weryfikacyjne zdjęcie portalowe sprawdzające poprawność ułożenia pacjenta tuż przed terapią pól AP/PA. Niebieską linią zaznaczono kontur szczytów płuc, względem którego określano prawidłowość położenia osłon.	87
Rysunek V.9. Objaśnienie sposobu pomiaru dawki w rejonie gap i overlap składania pól przednio – tylnych w procedurze napromieniania TBI dla frakcji AP/PA.	88
Rysunek V.10. Fotografia zamontowanej w uchwycie aplikatora apertury wiązki elektronowej (grubość osłony ma 2 cm) dla pola bocznego stosowanego w II metodzie napromieniania TBI.....	91
Rysunek V.11. Fotografie przedstawiające sposób korekcji (w przypadku stwierdzenia takiej konieczności) ułożenia osłony bocznej poprzez wykonane boczne zdjęcie portalowe.....	93
Rysunek VI.1. Rozkład dawek obliczonych we wszystkich 20 punktach dla kolejnych napromienianych pacjentów stosując I technikę napromieniania.	96

Rysunek VI.2. Histogram rozkładu dawek obliczonych we wszystkich punktach dla grupy pacjentów napromienianych przy zastosowaniu metody I. Przedział dawek pomiędzy 10.8 Gy a 13.2 Gy osiąga 89.6% wszystkich obliczeń.....	96
Rysunek VI.3. Rozkład dawek obliczonych [Gy] w kolejnych 20 punktach rozmieszczonych na ciele pacjenta dla wszystkich 158 pacjentów napromienianych przy zastosowaniu I techniki.	98
Rysunek VI.4. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej w 20 punktach dla kolejnych pacjentów grupy I. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe <i>SD</i> populacji.....	100
Rysunek VI.5. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej całej populacji pacjentów dla kolejnego punktu pomiarowego. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe <i>SD</i> populacji.	100
Rysunek VI.6. Rozkład dawek zmierzonych <i>in vivo</i> we wszystkich 20 punktach dla kolejnych napromienianych pacjentów stosując I technikę napromieniania.....	101
Rysunek VI.7. Histogram rozkładu dawek zmierzonych we wszystkich punktach dla grupy pacjentów napromienianych przy zastosowaniu metody I. Przedział dawek pomiędzy 10.8 Gy a 13.2 Gy osiąga 79.9% wszystkich pomiarów.....	102
Rysunek VI.8. Rozkład dawek zmierzonych [Gy] dla wszystkich pacjentów napromienianych przy zastosowaniu techniki I w kolejnych 20 punktach na ciele pacjenta.....	103
Rysunek VI.9. Wykres rozkładu średniej dawki zmierzonej w 20 punktach dla kolejnych pacjentów grupy I. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe <i>SD</i> populacji.....	105
Rysunek VI.10. Wykres rozkładu średniej dawki zmierzonej dla całej populacji pacjentów grupy I dla kolejnego punktu pomiarowego. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe <i>SD</i> populacji. ...	105
Rysunek VI.11. Histogram rozkładu różnic procentowych pomiędzy wykonanymi obliczeniami a otrzymanymi pomiarami dawek detektorami typu MOSFET dla I grupy 158 napromienionych pacjentów.....	106
Rysunek VI.12. Rozkład dawek obliczonych we wszystkich 20 punktach dla kolejnych napromienianych pacjentów przy stosowaniu II techniki napromieniania.....	109
Rysunek VI.13. Histogram rozkładu dawek obliczonych we wszystkich punktach dla grupy pacjentów napromienianych przy zastosowaniu metody II. Przedział dawek pomiędzy 10.8 Gy a 13.2 Gy osiąga 74.1% wszystkich obliczeń. Powyżej przedziału <10.8,13.2> znajduje się 24.8 % wyników dawek obliczonych, natomiast 11 wyników obliczeń osiągnęło przedział dawki pomiędzy 14Gy a 15 Gy.	109
Rysunek VI.14. Rozkład dawek obliczonych [Gy] dla wszystkich pacjentów napromienianych przy zastosowaniu II techniki w kolejnych 20 punktach rozmieszczonych na ciele pacjenta.....	111
Rysunek VI.15. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej dla całej populacji pacjentów grupy II. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe <i>SD</i> populacji.	111
Rysunek VI.16. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej dla każdego punktu pomiarowego. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe <i>SD</i> populacji.....	112

Rysunek VI.17. Rozkład dawek zmierzonych we wszystkich 20 punktach dla kolejnych napromienianych pacjentów przy zastosowaniu II techniki napromieniania.....	113
Rysunek VI.18. Histogram rozkładu dawek zmierzonych we wszystkich punktach dla grupy pacjentów napromienianych metodą I. Przedział dawek pomiędzy 10.8 Gy a 13.2 Gy osiąga 52% wszystkich pomiarów.....	114
Rysunek VI.19. Rozkład dawek zmierzonych [Gy] w kolejnych 20 punktach rozmieszczonych na ciele pacjenta, u wszystkich pacjentów napromienianych przy zastosowaniu techniki II.	115
Rysunek VI.20. Wykres rozkładu średniej dawki zmierzonej w 20 punktach dla kolejnego pacjenta grupy II. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe <i>SD</i> populacji.	115
Rysunek VI.21. Wykres rozkładu średniej dawki zmierzonej w kolejnych punktach pomiarowych populacji pacjentów napromienianych przy zastosowaniu techniki II. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe <i>SD</i> populacji.	117
Rysunek VI.22. Histogram rozkładu różnic procentowych pomiędzy wykonanymi obliczeniami a pomiarami dawek detektorami typu <i>MOSFET</i> dla II grupy 50 napromienianych pacjentów.....	118
Rysunek VI.23. Rozkład dawek obliczonych we wszystkich 20 punktach dla kolejnych napromienianych pacjentów przy zastosowaniu I techniki napromieniania, po korekcie dawek o (-)5.5%.	123
Rysunek VI.24. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej dla całej populacji pacjentów grupy I, po korekcie dawek o (-) 5.5%. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe <i>SD</i> populacji.....	123
Rysunek VI.25. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej po korekcie dawki o (-)5.5% dla każdego punktu pomiarowego. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe <i>SD</i> populacji.	124
Rysunek VI.26. Rozkład dawek obliczonych we wszystkich 20 punktach dla kolejnych napromienianych pacjentów przy zastosowaniu I techniki napromieniania, po korekcie dawek o (-) 6.1%.	124
Rysunek VI.27. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej po korekcie o (-)6.1% dla kolejnego pacjenta z grupy II.....	125
Rysunek VI.28. Wykres rozkładu średniej dawki obliczonej po korekcie dawki o (-)6.1% dla każdego punktu pomiarowego pacjentów z grupy II. Słupki błędów stanowią odchylenie standardowe <i>SD</i> badanej populacji.....	125
Rysunek VI.29. Zestawienie wykresów prezentujących rozkłady normalne dla wartości dawek obliczonych i zmierzonych w punkcie numer 2 grupy 158 pacjentów napromienianych przy zastosowaniu I metody <i>TBI</i>	129
Rysunek VI.30. Zestawienie wykresów prezentujących rozkłady normalne dla wartości dawek w punkcie 3 grupy 158 pacjentów napromienianych przy zastosowaniu I techniki <i>TBI</i>	130
Rysunek VI.31. Zestawienie wykresów prezentujących rozkłady normalne dla wartości dawek w punkcie numer 5 grupy 158 pacjentów napromienianych przy zastosowaniu I metody <i>TBI</i>	131

Rysunek VI.32. Zestawienie wykresów prezentujących rozkłady normalne dla wartości dawek w punkcie numer 2 grupy 50 pacjentów napromienianych przy zastosowaniu II metody <i>TBI</i>	132
Rysunek VI.33. Zestawienie wykresów prezentujących rozkłady normalne dla wartości dawek w punkcie numer 3 grupy 50 pacjentów napromienianych przy zastosowaniu II metody <i>TBI</i> . Prezentowane wartości dawek podano w cGy.....	133
Rysunek VI.34. Zestawienie wykresów prezentujących rozkłady normalne dla wartości dawek w punkcie nr 6 grupy 50 pacjentów napromienianych II metodą <i>TBI</i>	134
Rysunek VI.35. Analiza statystyczna wraz z tabelą wartości dla rozkładu dawek zmierzonych i obliczonych dla wybranego pacjenta napromienianego przy zastosowaniu metody I. Przyjęta analiza statystyczna na poziomie $p=0.1$ wskazuje na istotne statystycznie różnice w tym opisywanym przypadku ($p<0.1$) zarówno dla dawek obliczonych jak i zmierzonych.	136
Rysunek VI.36. Analiza statystyczna wraz z tabelą wartości dla rozkładu dawek zmierzonych i obliczonych dla wybranego pacjenta napromienianego przy zastosowaniu metody II. Przyjęta analiza statystyczna na poziomie $p=0.1$ wskazuje w tym przypadku na istotne statystycznie różnice dla dawek zmierzonych ($p<0.1$). Dawki obliczone nie różnią się statystycznie względem dawki 12 Gy.....	137
Rysunek VI.37. Realizacja napromieniania pacjenta techniką <i>VMAT</i> na akceleratorze firmy <i>ELEKTA</i>	139
Rysunek VI.38. Rozkład dawki w obszarze klatki piersiowej uzyskany w <i>SPL</i> po zsumowaniu wszystkich stosowanych pól w metodzie I napromieniania <i>TBI</i> . Kolorem zielonym zaznaczono poziom 100% dawki (względem dawki 12 Gy planowanej w <i>PC</i>), niebieski kolor oznacza poziom 95% dawki w <i>PC</i> , natomiast żółty kolor oznacza dawkę nie większą niż 9 Gy.	140
Rysunek VI.39. Rozkład dawki w obszarze klatki piersiowej uzyskany w <i>SPL</i> po zsumowaniu wszystkich stosowanych pól w metodzie II napromieniania <i>TBI</i> . Kolorem zielonym zaznaczono poziom 100% dawki (względem dawki 12 Gy planowanej w <i>PC</i>), niebieski kolor oznacza poziom 95% dawki w <i>PC</i> , natomiast żółty kolor oznacza dawkę nie większą niż 10 Gy. Kolor różowy to 110 % dawki planowanej w <i>PC</i>	141
Rysunek VI.40. Rozkład dawki w obszarze klatki piersiowej uzyskany w <i>SPL Monaco</i> w przygotowywanej metodzie napromieniania <i>TBI</i> . Kolorem zielonym zaznaczono poziom 100% dawki (względem dawki 12 Gy planowanej w <i>PC</i>), żółty kolor oznacza dawkę 10 Gy, natomiast kolor niebieski odpowiada dawce mniejszej niż 8 Gy.	142

X. Indeks tabel

Tabela II.1. Wartość współczynnika korekcyjnego k dla warstwy bolusa – wartości obliczone.	30
Tabela II.2. Warunki referencyjne dla określenia dawki w wodzie: (na podstawie tabeli numer 13 z TRS nr 398 [63]).	42
Tabela III.1. Wartości współczynników kalibracji dla wzorcowej grupy detektorów MOSFET.	64
Tabela IV.1. Klasyfikacja pacjentów leczonych przy pomocy metody I.	69
Tabela IV.2. Klasyfikacja pacjentów leczonych przy pomocy metody II.	69
Tabela IV.3. Lokalizacja punktów pomiarowych na ciele pacjenta względem odległości od punktu PC. Punkty o numerach 1-4 oraz 1a-4a określone są w połowie maksymalnego wymiaru AP pacjenta.	71
Tabela V.1. Parametry wiązek terapeutycznych stosowanych w I technice TBI.	74
Tabela V.2. Plan napromieniania całego ciała (TBI) dla układu pól AP i PA.	77
Tabela V.3. Schemat napromieniania pacjenta w I technice TBI.	78
Tabela V.4. Parametry wiązek stosowanych w II metodzie TBI.	89
Tabela V.5. Schemat napromieniania pacjenta w II technice TBI.	90
Tabela VI.1. Zestawienie średnich wartości dawek otrzymanych z obliczeń w 20 punktach pomiarowych, dla kolejnego pacjenta napromienianego metodą I.	97
Tabela VI.2. Raport średnich wartości dawek otrzymanych z obliczeń dla poszczególnych punktów wszystkich pacjentów napromienianych przy użyciu metody I.	99
Tabela VI.3. Raport średnich wartości dawek otrzymanych z pomiarów in vivo w 20 punktach pomiarowych dla wszystkich pacjentów napromienianych przy zastosowaniu metody I.	102
Tabela VI.4. Raport średnich wartości dawek otrzymanych z pomiarów in vivo dla poszczególnych punktów wszystkich pacjentów napromienianych metodą I.	104
Tabela VI.5. Wartości średnich dawek obliczonych po stronie prawej pacjenta w punktach 1-6 oraz 9, względem dawek obliczonych po stronie lewej pacjenta w symetrycznych punktach 1a-6a i 9a. Wyjątek stanowią punkty 7,8,10 punkty 7a,8a,10a, które są symetryczne do siebie wzdłuż osi w kierunku AP/PA.	107
Tabela VI.6. Wartości średnich dawek zmierzonych po stronie prawej pacjenta w punktach 1-6 oraz 9, względem dawek zmierzonych po stronie lewej pacjenta w symetrycznych punktach 1a-6a i 9a. Punkty 7,8,10 oraz punkty 7a,8a,10a, są symetryczne do siebie wzdłuż osi o kierunku AP/PA.	108
Tabela VI.7. Zestawienie średnich wartości dawek, dla wszystkich pacjentów napromienianych przy zastosowaniu metody II, otrzymanych z obliczeń dla kolejnych punktów. Wartość $\Delta_{12Gy}\%$ określa średnią procentową różnicę pomiędzy wartością obliczoną dla danego punktu pomiarowego a planowaną wartością dawki w punkcie PC = 12 Gy.	110
Tabela VI.8. Raport średnich wartości dawek otrzymanych z obliczeń w 20 punktach pomiarowych, wszystkich pacjentów napromienianych przy zastosowaniu metody II. Wartość $\Delta_{12Gy}\%$ określa średnią	

procentową różnicę pomiędzy wartościami obliczonymi z wszystkich punktów dla danego pacjenta, od planowanej wartości dawki w punkcie PC = 12 Gy. 113

Tabela VI.9. Zestawienie średnich wartości dawek otrzymanych z pomiarów in vivo w 20 punktach. wszystkich pacjentów napromienianych przy zastosowaniu metody II. Wartość $\Delta_{12\text{Gy}}\%$ określa średnią procentową różnicę pomiędzy wartościami zmierzonymi we wszystkich punktach dla danego pacjenta, względem wartości dawki w punkcie PC = 12 Gy. 114

Tabela VI.10. Raport średnich wartości dawek otrzymanych z pomiarów in vivo dla poszczególnych punktów wszystkich pacjentów napromienianych metodą II. 116

Tabela VI.11. Wartości średnich dawek obliczonych po stronie prawej pacjenta w punktach 1-6, oraz 9 względem dawek po stronie lewej pacjenta w symetrycznych punktach 1a-6a i 9a. Wyjątek stanowią punkty 7,8,10 oraz punkty 7a,8a,10a, które są symetryczne do siebie wzdłuż osi w kierunku AP/PA. 119

Tabela VI.12. Wartości średnich dawek zmierzonych po stronie prawej pacjenta w punktach 1-6, oraz 9 względem dawek po stronie lewej pacjenta w symetrycznych punktach 1a-6a, oraz 9a. Wyjątek stanowią punkty 7,8,10 punkty 7a,8a,10a, które są symetryczne do siebie wzdłuż osi o kierunku AP/PA. 119

Tabela VI.13. Statystyka opisowa rozkładów wartości dawek dla punktu numer 2 pacjentów napromienianych na całe ciało przy zastosowaniu metody I. 129

Tabela VI.14. Statystyka opisowa rozkładów wartości dawek dla punktu numer 3 pacjentów napromienianych na całe ciało przy zastosowaniu metody I. 130

Tabela VI.15. Statystyka opisowa rozkładów wartości dawek dla punktu numer 5 pacjentów napromienianych na całe ciało przy zastosowaniu metody I. 131

Tabela VI.16. Statystyka opisowa rozkładów wartości dawek dla punktu numer 2 wszystkich pacjentów napromienianych na całe ciało przy zastosowaniu metody II. 132

Tabela VI.17. Statystyka opisowa rozkładów wartości dawek dla punktu numer 3 wszystkich pacjentów napromienianych na całe ciało przy zastosowaniu metody II. 133

Tabela VI.18. Statystyka opisowa rozkładów wartości dawek dla punktu nr 6 wszystkich pacjentów napromienianych na całe ciało przy zastosowaniu metody II. 134

XI. Katalog skrótów i definicji

AP/PA (łac. *Anterior-Posterior/Posterior-Anterior*) – skrót oznaczający kierunek, w tym przypadku zastosowany do określenia kierunku padania promieniowania na pacjenta – *przednio-tylny/tylnio-przedni*.

Bolus – odpowiedni, określony materiał, umieszczany w bezpośrednim kontakcie z napromienianym obszarem symulujący tkankę, korygujący nierówny kształt pacjenta celem poprawy rozkładu zaplanowanej dawki w napromienianym obszarze.

Dawka przypisana – oczekiwana wartość dawki zaabsorbowanej na wybranej głębokości w ciele pacjenta.

Dozymetria - dział fizyki jądrowej zajmujący się metodami pomiaru aktywności preparatów promieniotwórczych oraz sposobem pomiaru i obliczania dawek promieniowania jonizującego, któremu poddawana jest materia.

Dozymetria *in vivo* (łac *in vivo* – *na żywo*) – pomiar dawki pochłoniętej przez pacjenta w trakcie terapii lub bezpośrednio po niej.

ESTRO (ang. *European Society for Radiotherapy and Oncology*) – Naukowa Organizacja Europejska do spraw Onkologii oraz Radioterapii, powstała w 1980 roku, zajmująca się sposobami leczenia nowotworów oraz zapewniania prawidłowej opieki nad pacjentem onkologicznym. Posiada ponad 5000 członków z Europy oraz spoza niej, pracujących w dziedzinach: radioterapii, onkologii, fizyki medycznej oraz radiobiologii.

Fantom wodny – służący do pomiarów dozymetrycznych wiązek promieniowania generowanych przez aparaty terapeutyczne zbiornik (wypełniany na czas pomiaru wodą destylowaną) o wymiarach zapewniających warunki pełnego rozproszenia stosowanej wiązki.

Fantom antropomorficzny – model tułowia kobiety lub mężczyzny wykonany z materiałów tankopodobnych o właściwościach bardzo zbliżonych do tkanek ludzkich; najczęściej jest to obszar głowy i szyi, klatki piersiowej i miednicy, w formie podzielonych na fragmenty plastrów poprzecznych o grubości 2 cm, złożonych w jedną całość; fragmenty każdego z obszarów można dowolnie wydzielać; we wnętrzu fantomu rozmieszczone są liczne otwory pozwalające na umieszczenie w nich detektora i pomiar dawki.

IMRT (ang. *Intensity Modulated Radiation Therapy*) - zaawansowany proces planowania w radioterapii, które wykorzystuje sterowane komputerowo akceleratorzy liniowe w celu dostarczania dokładnych dawek promieniowania do nowotworu lub obszarów określonych w obrębie guza. IMRT pozwala na dostarczanie dawki promieniowania dokładniej od trójwymiarowej radioterapii (3-D)

poprzez modulowanie intensywności wiązki promieniowania w wyniku tzw. segmentacji pola promieniowania.

Izodoza – jest to zbiór punktów na płaszczyźnie odpowiadających jednakowej mocy dawki stanowiący graficzną prezentację mocy dawki poza osią wiązki; w przypadku prezentacji rozkładu procentowego izodoz, jako 100% przyjmuje się maksymalną wartość mocy dawki w osi wiązki.

JM/MU (pol. *Jednostki Monitorowe* / ang. *Monitor Units*) - odczyt komory monitorowej wiązki promieniowania umieszczonej w głowicy akceleratora liniowego, określający zgromadzony ładunek elektryczny; istnieje określona w procesie kalibracji aparatu zależność pomiędzy dawką mierzoną w fantomie wodnym w warunkach referencyjnych (podstawowych warunkach pomiarowych).

Kompensator tkankowy – materiał uzupełniający braki tkankowe w napromienianej okolicy, rodzaj bolusa wykonanego indywidualnie dla pacjenta, materiałem z którego można wykonać kompensator może być parafina lub np. silikon.

LJM - Liczba jednostek Monitorowych określająca czas napromieniania.

MD (Moc Dawki [Gy/min]) - (ang. *dose rate*) – termin określający dawkę promieniowania wytworzoną w jednostce czasu; wyrażony w Gy/min.

MOSFET (ang. *Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor*) – miniaturowy detektor półprzewodnikowy, którego objętość aktywna jest mniejsza niż 1 mm^3 . Detektor umocowany jest na cienkim pasku z poliamidu, z przewodem umożliwiającym podłączenie detektora do zasilacza. Okładki detektora wykonane są z elementów przewodzących, natomiast dielektryk stanowi dwutlenek krzemu. Na elektrody detektora podaje się różnicę napięć 20 V. W wyniku działania promieniowania jonizującego, w detektorze powstają nośniki ładunku elektrycznego w liczbie proporcjonalnej do pochłoniętej energii promieniowania, które dochodząc do elektrod zmniejszają różnicę napięć o odpowiednią wartość. Ta zmiana wartości różnicy napięć, mierzona odpowiednim czytnikiem, jest proporcjonalna do pochłoniętej energii promieniowania jonizującego.

PC (Punkt Centrowania) - punkt wewnątrz ciała do którego przypisana jest dawka napromienianiu całego ciała. Zwykle jest to punkt środkowy na poziomie pępka leżący na przecięciu się wszystkich trzech osi symetrii pacjenta ułożonego w pozycji terapeutycznej. Procedura TBI powinna utrzymać dawkę w całym ciele w przyjętych granicach dawki podawanej w punkcie przypisania (zwykle $\pm 15\%$). Jednorodność dawki jest uzyskiwana poprzez zastosowanie bolusa.

PDD(d, S) (ang. *Percentage Depth Dose – PDD(d, S)*) – termin ten określa, wyrażoną w procentach wartość mocy dawki w osi wiązki na głębokości d dla pola na powierzchni S w stosunku do mocy dawki na głębokości d_{max} , gdzie moc dawki osiąga maksymalną wartość.

Profil wiązki – rozkład mocy dawki w poprzek wiązki promieniowania względem wartości mocy dawki w osi wiązki, zmierzony w fantomie wodnym.

QI (ang. *Quality Index*) – Jakość wiązki wysokoenergetycznego promieniowania X – zwykle określa się za pomocą współczynnika QI (Quality Index) wyrażonego jako TPR_{20}/TPR_{10} – iloraz wartości współczynników TPR zmierzonych w fantomie wodnym na głębokości 20 cm i 10 cm dla pola 10 cm x 10 cm określonego na tych głębokościach. Stosowana bywa także inna definicja jakości wiązki – jako iloraz dawek zmierzonych w fantomie na głębokości 20 cm i 10 cm, zachowując stałą (100 cm) odległość SSD i pole 10 cm x 10 cm w tej odległości.

SSD (ang. *Source - Surface Distance*) - mierzona w osi wiązki odległość źródła promieniowania od napromienianej powierzchni (fantomu bądź skóry pacjenta).

TBI (ang. *Total Body Irradiation*) – napromienianie całego ciała pacjenta wiązką promieniowania X lub promieniowania γ

TPR (d, S) (*Tissue – Phantom Ratio*) - wielkość definiowana jako iloraz wartości mocy dawek zmierzonych w fantomie w osi wiązki na danej głębokości d i na głębokości referencyjnej (5 cm lub 10 cm). W obu pomiarach mocy dawki odległość od źródła oraz przekrój wiązki S w tej odległości są identyczne. W praktyce dany punkt pomiarowy znajduje się w izocentrum. TPR zależy od pola S i głębokości d .

Wydajność aparatu terapeutycznego – wartość mocy dawki zmierzona w fantomie wodnym w warunkach referencyjnych, wyrażona w Gy/min lub Gy/JM.

VMAT (ang. *Volumetric Modulated Arc Therapy*) – sposób realizowania przez aparat terapeutyczny firmy Elekta, planu napromieniania pacjenta, z zastosowaniem promieniowania fotonowego, polegający na nieprzerwanym obrocie (w dowolnym przedziale kątowym) ramienia aparatu wokół napromienianego obszaru w pacjencie, z jednoczesną zmianą prędkości obrotu ramienia, kształtu pola napromieniania oraz mocy dawki aparatu; pozwala na skrócenie czasu napromieniania oraz na ograniczenie dawki dostarczonej do narządów krytycznych znajdujących się w sąsiedztwie obszaru docelowego (targetu- celu napromieniania).